

KARELIA-AMMATTIKORKEAKOULU

Fysioterapeuttikoulutus

Juuso Asikainen

Ville Vilokkinen

LIKKUVUUDEN VAIKUTUS HAMSTRING-LIHASTEN VOIMAN- TUOTTOON JA EMG-AKTIIVISUUTEEN – TAPAUSTUTKIMUS

Opinnäytetyö

Toukokuu 2020



OPINNÄYTETYÖ
Toukokuu 2020
Fysioterapeuttikoulutus

Tikkarinne 9
80200 JOENSUU
+358 13 260 600 (vaihde)

Tekijät
Juuso Asikainen, Ville Vilokkinen

Nimeke
Liikkuvuuden vaikutus hamstring-lihasten voimantuottoon ja emg-aktiivisuuteen – tapaus-
tutkimus

Toimeksiantaja
SENDoc (Smart Sensor Devices for Rehabilitation and Connected Health) Projekti

Tiivistelmä

Hamstring-lihasten revähdysvammat ovat yksi yleisimmistä urheiluvammoista. Ne ovat suurin yksittäinen syy jalkapalloilijoiden loukkaantumisissa. Revähdysten vammamekanis-
mia on pyritty selvittämään useissa eri tutkimuksissa, joissa on huomattu lihaksen pituus-
voimantuottokurvin huipun siirtyneen fleksiosuuntaan vammautuneessa alaraajassa.

Opinnäytetyön tarkoituksena oli tutkia liikkuvuuden vaikutusta voimantuottoon ja emg-ak-
tivaatioon sekä selvittää pintaalektromyografian käyttömahdollisuuksia fysioterapiassa ja
tuottaa tietoa siitä fysioterapeuteille. Opinnäytetyön tavoitteena oli tutkia liikkuvuuden vai-
kutusta hamstring-lihasten voimantuottoon ja emg-aktiivisuuteen. Opinnäytetyössä käytet-
tiin langatonta Mpower-lihasaktivaatiomittaria.

Opinnäytetyön toimeksiantaja oli SENDoc (Smart Sensor Devices for Rehabilitation and
Connected Health. 2018) -hanke. Tämä opinnäytetyö toteutettiin tapauksena ja
siihen osallistui kolme henkilöä. Opinnäytetyössä mitattiin hamstring-lihasten liikkuvuutta,
emg-aktiivisuutta ja voimaa. Voimaa ja emg-aktiivisuutta mitataan neljällä eri polven nivel-
kulmalla, lonkkakulman pysyessä paikallaan. Tulokseksi saatiin, että polven fleksio kul-
man lisääntyessä voima ja emg-aktiivisuuden huippuarvot tippuivat lähes samassa suh-
teessa. Tulokset eivät ole pienen otannan vuoksi yleistettävissä.

Kieli
suomi

Sivuja	45
Liitteet	2
Liitesivumäärä	5

Asiasanat
liikkuvuus, voimantuotto, elektromyografia, emg, hamstring, Mpower



THESIS
May 2020
Degree Programme in Physiotherapy

Tikkarinne 9
FI-80200 JOENSUU
FINLAND
Tel. +358 13 260 600

Authors
Juuso Asikainen, Ville Vilokkinen

Title
The Influence of Mobility on Hamstring Strength and Electromyography Activity

Commissioned by
SENDoc (Smart Sensor Devices for Rehabilitation and Connected Health) Project

Abstract

Hamstring strain injuries are one of the most common sports related injuries. Hamstring strains are the single biggest reason to cause injury in football players. Several studies that have attempted to resolve the injury mechanism behind the sprains have revealed that the peak of the muscle length-torque curve moves towards flexion in the injured leg.

The purpose of this thesis was to study the effect of mobility on strength and electromyography activity, explore the possibilities of using surface electromyography in physiotherapy and to produce information about it to other physiotherapists. The aim of this thesis was to study the effects of mobility on strength and electromyography (EMG) activity in hamstring muscles. The Mpower muscle monitoring system was used in this thesis.

The thesis was commissioned by SENDoc (Smart Sensor Devices for Rehabilitation and Connected Health) project. This thesis was conducted as a case study among three subjects. Hamstring mobility, EMG activity and strength were measured. Strength and EMG activity testing was performed at four different knee angles and hip positioned at 0°. It was found that as the knee flexion angle increases, the force and peak values of EMG-activity drop in almost the same proportion. The results cannot be generalized due to the small sample size.

Language Finnish	Pages	45
	Appendices	2
	Pages of Appendices	5

Keywords
mobility, strength, electromyography, emg, hamstring, Mpower

Sisältö

1	Johdanto.....	5
2	Opinnäytetyön tarkoitus ja tavoite	6
3	Lihastoiminnan ohjaus ja hamstring-lihakset.....	6
3.1	Hermolihasjärjestelmän rakenne ja toiminta	6
3.1.1	Motorinen yksikkö	7
3.1.2	Lihassupistus	9
3.2	Hamstring-lihakset	10
3.3	Hamstring-lihasten vammat	12
4	Voima ja liikkuvuus	14
4.1	Lihasoima	14
4.2	Voiman mittaaminen	17
4.3	Liikkuvuus.....	19
4.4	Liikkuvuuden mittaaminen	21
4.5	Liikkuvuuden vaikutus voimaan	22
5	Elektromyografia.....	23
5.1	Mpower.....	26
5.2	Podien asettelu.....	27
6	Tutkimusmenetelmä	28
6.1	Tapaustutkimus	28
6.2	Mittausprotokolla	28
7	Tutkimustulokset.....	30
8	Pohdinta	35
8.1	Tulosten analysointi ja johtopäätökset	35
8.2	Luotettavuus ja eettisyys.....	39
8.3	Jatkotutkimus- ja kehittämisideat	40
8.4	Opinnäytetyöprosessi ja ammatillinen kasvu.....	41
	Lähteet	43

Liitteet

Liite 1 Suostumuslomake

Liite 2 Tiedote tutkimuksesta

1 Johdanto

Hamstring-lihasten revähdysvammat ovat yksi yleisimmistä vammoista urheilula-jeissa, joihin liittyy nopeaa juoksemista, hyppimistä ja potkimista. Vaikka suurin osa vammoista ei vaadikaan leikkaustoimenpidettä, vie urheilijalta vammasta pa-lautuminen tyypillisesti kahdesta kahdeksaan viikkoon. Aikaisemmin hankittu hamstring-lihasvamma lisää uudelleenloukkaantumisriskiä ja vammasta palautu-minen kestää pidempään. Perättäiset loukkaantumiset voivat aiheuttaa pitkiä kuntoutusjaksoja, kroonista kipua ja jopa päättää urheilijan uran. (Alentorn-Geli, Brughelli & Mendiguchia, 2012; Opar, Shield & Williams 2012.) UEFA:n seitse-män kautta kestäneessä ammattijalkapalloilijoiden loukkaantumisten syitä käsit-televässä tutkimuksessa hamstring- lihasten revähdykset olivat suurin syy jalka-palloilijoiden loukkaantumisiin (Ekstrand, Hägglund & Waldén 2009). Huolimatta perusteellisista ja keskittyneistä pyrkimyksistä estää ja kuntouttaa hamstring-vammoja, loukkaantumisten ja vammojen uusiintumisten määrät eivät ole vähen-tyneet viimeisen kolmen vuosikymmenen aikana (Alentorn-Geli ym. 2012).

Opinnäytetyömme tarkoituksena on selvittää pintaelektromyografian käyttömah-dollisuuksia fysioterapiassa. Opinnäytetyössä tutkimme, kuinka liikkuvuus vaikut-taa hamstring-lihasten voimantuottoon ja emg-aktiivisuuteen. Luomajoki (2018) on esittänyt aktiivisen ja passiivisen insuffisienssin vaikuttavan lihaksen pituus-voimantuottokurviin. Normaalisti toimivan lihaksen pituus-voimantuottokurvin hui-pun tulisi asettua liikeradan puoliväliin, jolloin sarkomeerien filamentit ovat opti-maalisesti toistensa lomissa ja poikittaissilloja pääsee muodostumaan huomatta-vasti. Passiivisen insuffisienssin eli lihaksen lyhentyneen asennon pitäisi muuttaa kurvia siten, että suurin voimantuotto olisi lihaksen lyhyessä asennossa. Vastaa-vasti aktiivinen insuffisienssi eli lihaksen pidentynyt asento muuttaisi kurvin huip-pua vastakkaiseen suuntaan, jolloin lihas tuottaisi suurimman voimansa pidenty-neessä asennossa. Liikkuvuus voi kuitenkin vaikuttaa myös päinvastoin voimantuottoon, sillä lihaksen kiristyessä sen tensio kasvaa ja passiivinen voi-mantuotto lisääntyy.

2 Opinnäytetyön tarkoitus ja tavoite

Opinnäytetyömme tarkoituksena on tutkia liikkuvuuden vaikutusta voimantuottoon ja emg-aktiivisuuteen sekä selvittää pintaelektromyografian käyttömahdollisuuksia fysioterapiassa ja tuottaa tietoa laitteen käytöstä fysioterapeuteille. Opinnäytetyön tavoitteena on tutkia, kuinka hamstring-lihasten liikkuvuus vaikuttaa sen voimantuottoon sekä lihasaktivaatioon polven eri nivelkulmilla, lonkkakulman pysyessä vakiona.

Tutkimuskysymykset:

1. Miten liikkuvuus vaikuttaa voimantuoton kannalta teoreettisesti optimaaliseen nivelkulmaan?
2. Miten emg-aktivaatio vastaa mitattua maksimaalista isometristä lihasvoimaa eri nivelkulmilla?

3 Lihastoiminnan ohjaus ja hamstring-lihakset

3.1 Hermolihasjärjestelmän rakenne ja toiminta

Hermosto toimii elimistön primäärisenä tiedonvälittäjänä ja säätelyjärjestelmänä. Se kerää ja käsittelee miljoonat kehon ulko- ja sisäpuolelta tulevat aistiärsykkeet sekä muodostaa ne havaintokokonaisuudeksi. Hermosto ohjaa aistimista, havaitsemista, toimimista sekä psyykkisiä tapahtumia. (Ahonen & Sandström 2016, 3.)

Toiminnallisesti hermosto jakautuu autonomiseen ja somaattiseen hermostoon. Autonominen hermosto huolehtii itsenäisesti monien sisäelinten hermotuksesta. Somaattinen hermosto ohjaa tahdonalaisia luurankolihasia. (Kauranen 2014, 118–119.) Ääreishermosto voidaan lisäksi jakaa afferentteihin ja efferentteihin

hermosoluihin. Afferentit eli sensoriset hermosolut tuovat keskushermostolle tietoa eri puolilla kehoa sijaitsevilta aistin reseptoreilta. Efferentit eli motoriset hermot kuljettavat käskyjä lihaksille ja rauhasille. (Bjålie, Hang, Sand & Sjaastad 2016, 106.)

Hermosolujen viejähaarakkeet eli aksonit kuljettavat hermoimpulsseja eli aktiopotentiaaleja nopeasti kohdesoluihin. Aktiopotentiaali välittää tiedon lähes välittömästi pitkien etäisyyksien päähän ja näin mahdollistaa nopeat reaktiot ja liikkeet. Aktiopotentiaali on sähköinen impulssi ja sen nopeus hermosolussa voi olla yli 100 m/s. Erilaiset aistinsolujen ärsykkeet, muista hermosoluista tulevat synapsiärsykkeet tai solukalvon spontaanit sähkönpurkaukset, voivat laukaista aktiopotentiaalin, mikäli solukalvo depolarisoituu kynnysarvoon asti. Aktiopotentiaali ei suurene tai muuta muotoaan, vaikka saapuva ärsyke voimistuisi. Uutta aktiopotentiaalia varten solu tarvitsee toipumisajan (absoluuttinen refraktaariaika), minkä aikana aktiopotentiaali ei voi laueta, vaikka solukalvoa depolarisoitaisiin uudelleen. (Bjålie ym. 2016, 72.)

Hermosolun aksonit liittyvät toisiin hermosoluihin synapsien välityksellä. Synapsissa hermosolujen välissä on synapsirako, jonka yli aktiopotentiaali eli hermoimpulssi siirretään kemiallisesti erilaisten välittäjäaineiden avulla. Lihassoluun aksoni puolestaan liittyy synapsin kaltaisella hermo-lihasliitoksella. Lihaksessa jokaiseen lihassoluun on kiinnittynyt yksittäinen liikehermosolun aksoni eli motorinen päätelevy. Aksoni voi haarautua loppuosastaan ja muodostaa useita synapseja tai hermo-lihasliitoksia. (Kauranen 2014, 118–119.) Hermo-lihasliitoksessa välittäjäaineena on asetyylikoliinia, joka vapautuu aktiopotentiaalin saavuttaessa motorisen päätelevyn saaden aikaan lihaksen supistumismekanismiin käynnistymisen (Leppäluoto, Rintamäki, Vakkuri, Vierimaa & Lauri 2017, 84).

3.1.1 Motorinen yksikkö

Alfamotoneuronit eli aivorungon ja selkäytimen efferentit liikehermosolut ohjaavat luustolihasliikettä. Niiden aksonit ovat hyvin pitkiä ja yltävät niiden hermotta-

miin lihassoluihin saakka. Yhdessä hermottamiensa lihassolujen kanssa se muodostaa motorisen yksikön. Motorinen yksikkö on hermolihaskäytännön pienin toiminnallinen kokonaisuus. Alfasoloneuronin hermottamien lihassolujen määrä vaihtelee suuresti noin viidestä solusta kahteenkymmeneen lihassoluun saakka. Tämä on merkittävin tekijä motoristen yksiköiden voimantuottoon. Motoristen yksiköiden määrä vaihtelee lihaksen koon mukaan kymmenistä yli tuhanteen. Motoristen yksiköiden välillä fysiologiset ominaisuudet vaihtelevat ja niitä tai lihassoluja voidaan luokitella näiden ominaisuuksien perusteella. (Joutjärvi 2014, 11–12.) Yhteensä motoriseen yksikköön liittyy vain yhden tyyppisiä lihassoluja. Eri yksiköiden välillä on huomattu suuria eroja lihassolutyypin määrässä. (Leppäluoto ym. 2019, 88).

Motoriset yksiköt jaotellaan niiden supistumisnopeuden, syttymistiheyden ja rekrytointikykyjen perusteella tyyppiin S, FR ja FF motorisiin yksiköihin. S-tyypin motoriset yksiköt ovat hitaasti supistuvia ja kestävät hyvin väsymystä sekä sisältävät I-tyypin lihassoluja. FR-tyypin motoriset yksiköt koostuvat IIa-tyypin lihassoluista, ovat nopeasti supistuvia ja kestävät melko hyvin väsymystä. FF-tyypin motorisille yksiköille on tyypillistä nopea supistumiskyky ja väsyminen. Ne koostuvat IIb- lihassoluista. Motoristen yksiköiden rekrytointijärjestys alkaa pienemmistä S-tyypin yksiköistä, jota seuraavat suuremmat tyyppi-FR ja -FF yksiköt. (Latash M. 2008, 49–53.) Eri lihasten välillä motoristen yksiköiden koko sekä määrä vaihtelee. Tarkkaa motorista kontrollia vaativat lihakset sisältävät pieniä motorisia yksiköitä, kun taas karkeaa motorista kontrollia tarvitsevista lihaksista on löydetty enemmän suuria motorisia yksiköitä. Emg-tutkimuksissa hidas motorinen yksikkö näkyy matalana piikkinä ja nopea motorinen yksikkö korkeana piikkinä. Yhden motorisen yksikön aktiopotentiaali on aina samanlainen kooltaan ja muodoltaan. (Latash M. 2008, 49–53.) Lihassolutyypin jaottelu tapahtuu usein niiden aineenvaihdunnan perusteella. Tyypin I-lihassolut toteuttavat aineenvaihdunnan hapen avulla aerobisesti. Tyypin IIa-lihassolut tuottavat energian hapen sekä glykolyysin avulla, kun taas tyypin IIb-lihassolujen aineenvaihdunta tapahtuu täysin glykolyysin kautta. Glykolyysissä elimistö muodostaa energiaa glukoosista ilman happea. Tätä kutsutaan myös anaerobiseksi energia-aineenvaihdunnaksi. (Kauranen & Nurkka 2010, 145, 305.)

3.1.2 Lihassupistus

Lihassyty eli lihassolut muodostuvat tiiviisti pakkautuneista ohuista ja lieriömäisistä myofibrilleistä. Myofibrillit sisältävät myofilamentteja. Myofilamenttien ketjuomainen rakenne koostuu valkuaisaineista rakennetuista myosiini- ja aktiinifilamenttiketjuista. Usein luustolihasta kutsutaan myös poikkijuovaiseksilihakseksi, jonka nimitys johtuu myosiini- ja aktiinifilamenttien sekä niiden kiinnittymislevyjen sääntillisestä järjestyksestä. (Leppäluoto ym. 2019, 83.)

Sarkomeeri on lihaksen osa, jossa lihaksen varsinainen supistuminen tapahtuu. Yksi sarkomeeri sisältää kaksi ketjua aktiinifilamentteja sekä niiden välissä kulkevan myosiinifilamenttiketjun. Aktiinifilamentit ovat toisesta päästä yhdistyneet valkuaisaineverkkoon, josta käytetään myös nimeä Z-levy. Kyseinen levy myös erottaa sarkomeerit toisistaan. Aktiinifilamentit muodostuvat pallomaisista aktiinimolekyyleistä, kun taas myosiinifilamenttien myosiinimolekyylit muistuttavat golf-mailaa. Myosiinimolekyylit pystyvät muodostamaan poikkisilloja aktiinimolekyylien kanssa. Nämä poikkisillat ovat lihaksen supistumismekanismin perusta. (Leppäluoto ym. 2019, 83.)

Lihaksen aktivoitumisen eli supistumisen käynnistää aina aktiopotentiaali. Hermo-lihasliitoksen kautta aktiopotentiaali kulkeutuu lihaskudokseen lihassolujen kalvolle. T-putkistoa pitkin aktiopotentiaali jatkaa etenemistä lihassolun sisälle. Lihassolussa aktiopotentiaali mahdollistaa kalsiumioneiden vapautumisen sarkoplasmakalvostosta. Sarkoplasma eli solulima ja sen kalvosto toimivat solun sisällä ”kalsiumvarastona”. Kalsiumionit vaikuttavat aktiinin toimintaan irrottamalla poikkisiltojen muodostusta estäviä säätelyproteiineja (troponiini ja tropomyosiini), jolloin poikkisiltojen muodostuminen mahdollistuu. Näin golf-mailaa muistuttavat myosiinifilamenttien väkäset tarrautuvat poikkisilloilla aktiinifilamentteihin kiinni ja siirtävät niitä ohitse kohti sarkomeerin keskustaa. Myosiiniväkästen liikkeen mahdollistaa ATP-molekyylit, joka pilkkoutuessaan vapauttaa energiaa. Siirron jälkeen poikkisilta aukeaa ja myosiinimolekyylit kiinnittyy uuteen kohtaan aktiinifilamenttia. Tämä tapahtumasarja jatkuu koko lihassupistuksen ajan. Lihassupistuksen aikana lihas supistuu eli lyhenee noin 60 prosenttia. Tämä

vaatii satojen peräkkäisten sarkomeerien supistuksen, sillä yksi sarkomeeri pysyy lyhentämään lihasta vain vajaan prosentin. (Leppäluoto ym. 2019, 84–86.)

Lihaksen relaksoitumiseen eli veltostumiseen vaaditaan poikkisiltojen muodostumisen pysäyttäminen. Tämä mahdollistuu, kun sarkoplasma-kalvoston kalsiumpumput alkavat pumppaamaan kalsiumioneja solusta takaisin sarkoplasma-kalvostoon. Kun kalsiumin määrä solussa laskee tarpeeksi alhaiseksi, säätelyproteiinit pystyvät taas estämään poikkisiltojen muodostumisen. Myös kalsiumionien pumppaaminen vaatii elimistöltä ATP:tä, joten sekä lihaksen aktivoituminen että relaksoituminen kuluttavat energiaa. (Leppäluoto ym. 2019, 86.)

Lihaksen tekee pääsääntöisesti joko dynaamista tai staattista työtä. Dynaamisen lihastyön aikana lihaksessa tapahtuu aina liikettä, kun taas staattisessa ei. Liikettä aiheuttava lihastyö jaetaan konsentriseen ja eksentriseen lihastyöhön. Staattisesta lihastyöstä käytetään nimeä isometrinen lihastyö. Lihaksen supistuessa konsentrisesti, sen pituus lyhenee. Tällöin lihaksen tuottaman voiman tulee voittaa lihaksen liikettä vastustava voima, esimerkiksi nostaessa esinettä maasta. Eksentrisessä lihastyössä lihaksen tuottama voima häviää vastukselleen ja lihas venyy. Kun lihaksen tuottama voima ja vastus ovat tasan eikä liikettä tapahdu kumpaakaan suuntaan, puhutaan isometrisestä lihassupistuksesta. (Leppäluoto ym. 2019, 86; Kauranen & Nurkka 2010, 139.)

3.2 Hamstring-lihakset

Lihakset kattavat suurimman osan kehonpainosta. Niillä on monia tärkeitä tehtäviä, esimerkiksi pitää luuranko kasassa ja mahdollistaa liikkuminen. Luustolihakset koostuvat luustolihas-soluista. Lihassolujen koko vaihtelee muutamasta senttimetristä jopa 30 senttimetrin pituuteen suurimmissa lihaksissa. Lihassyt muodostavat lihassykimppuja. Sidekudosta lihaksessa on sidekudoskalvon muodossa, joka ympäröi jokaista yksittäistä lihassytä, lihassykimppua sekä kokonaista lihasta. Päällimmäisenä sidekudosrakenteena lihasta ympäröi peitin-kalvo eli faskia. Faskiaan yhdistyvät lihaksen jänteet, jotka kiinnittävät lihaksen

luukalvon tai luun kollageenisyyhin. Sidekudoksen ja jänteiden tehtävänä on tukea lihasta, estää sitä repeämästä sekä siirtää lihassolujen tuottamaa voimaa. Varsinaisten luustolihassolujen sekä sidekudosrakenteiden lisäksi lihaksessa kulkee myös hermoja ja verisuonia. (Leppäluoto ym. 2019, 82; Arstila, Björkqvist, Hänninen & Nienstedt 2009, 82–83)

Hamstring-lihaksiksi kutsutaan tutuimmin takareiden kolmea lihasta: m. biceps femorista (kaksipäinen reisilihas), m. semitendinosusta (puolijänteinen lihas) ja m. semimembranosusta (puolikalvoinen lihas). Biceps femoris haarautuu nimensä mukaisesti pitkään päähän caput longumiin ja lyhyeen päähän caput brevukseen. (Leppäluoto ym. 2019, 103–104.) Pitkän pään origona eli lähtökohtana on tuber ischiadicum (istuinkehmy) sekä ligamentum sacrotuberale. Lyhyen pään origona on femurin (reisiluun) takaosan linea asperan keskikolmannes lateraalisesti. Molempien päiden insertio eli kiinnityskohta on caput fibulae (pohjeluun pää). Semitendinosuksen origona on tuber ischiadicum ja ligamentum sacrotuberale. Se myös jakaa yhteisen jänteen biceps femoriksen pitkän pään kanssa. Semitendinosuksen insertiona on mediaalisen tuberositas tibiaen pes anserinus. Semimembranosuksen lähtee tuber ischiadicumista ja kiinnittyy mediaaliseen condylis tibiaeen ja ligamentum popliteum obliquumiin sekä fascia poplitealiin. (Gilroy, MacPherson & Ross 2009, 403.)

Hamstring-lihasten tehtävänä on ojentaa (ekstensio) lonkkaniveltä ja koukistaa (fleksio) polviniveltä, ne myös osallistuvat lonkan ja polven kiertoliikkeisiin (Leppäluoto ym. 2019, 103–104). Lihakset toimivat usein pareittain vaikuttaja- vasta-vaikuttajana eli agonisti- antagonistina. Hamstring-lihasten vastavaikuttajaparina polven liikkeissä toimivat polven ojentajalihakset (quadriceps femoris). Hamstring-lihakset toimivat myös yhdessä pakaralihasten ja lonkan lähentäjien kanssa lonkan ojennuksessa. (Arstila ym. 2009, 158.) Hamstring-lihasten ollessa primääriset polven koukistajat osallistuvat koukistukseen lisäksi m. gracilis, m. sartorius, m. popliteus, m. gastrocnemius, m. tensor fascia latae sekä m. plantaris (Magee 2014).

Hamstring-lihakset osallistuvat kävelyyn ja juoksuun aktiivisesti. Hamstring-lihasten on huomattu olevan aktiivisia koko kävelysyklin aikana, mutta suurimmat

aktiivisuuspiikit keskittyvät heilahdusvaiheen loppuun ja tukivaiheen alkuun. Heilahdusvaiheen lopussa hamstring-lihasten tehtävänä on hidastaa polven ojennusta ja lonkan koukistumista. Kyseisessä vaiheessa hamstring-lihakset aktivoituvat eksentrisesti ja niihin kohdistuu voimakas venytys. Suurin hamstring-lihasten konsentrisen supistus tapahtuu jalan maakontaktin eli tukivaiheen aikana, jolloin hamstring-lihakset ojentavat lonkkaa. (Opar ym, 2012.) Juoksun aikana hamstring-lihakset ojentavat lonkkaa ja koukistavat polvea voimakkaasti. Maksimaalisessa juoksuvauhdissa heilahdusvaiheen keskellä ja tukivaiheen lopussa polven koukistusvoimat ovat suurimmillaan, jolloin on huomattu semitendinosuksen lihasaktivaation olevat biceps femoriksen caput longumia suurempi. Suurimmat lonkan ekstensiovääntövoimat on mitattu juoksun kiihdytysvaiheen aikana, jolloin emg-aktivaatio oli biceps femoriksen caput longumissa merkittävästi semitendinosusta korkeampi. (Higashihara, Nagano, Ono & Fukubayashi 2018.) Kävelyn aikana semitendinosus tuottaa korkeimmat lihasaktivaatiot heilahdusvaiheen lopulla, kun taas biceps femoris on aktiivinen heilahdusvaiheen keskiosilta loppuun asti. Kyseisten lihasten lisääntynyt synergia voi olla riskinä hamstring-revähdyksille. Lisääntynyt synergia voi kertoa esimerkiksi toisen lihaksen suorituskyvyn heikkoudesta, jota toinen lihaksista joutuu kompensoimaan. (Danneels, Schuermans, Van Tiggelen & Witvrouw 2014.)

Eläimillä tehdyillä tutkimuksilla on huomattu mahdollisuus isometrisestä hamstring-lihasten toimintatavasta juoksun heilahdusvaiheen aikana eksentrisen sijaan. Tämänkaltaista tutkimusdataa kuitenkin puuttuu ihmisiltä. Aiempien eläimiin ja ihmisiin kohdistuneiden tutkimusten hyvän korrelaation pohjalta voidaan kyseistä teoriaa pitää mahdollisena. Isometris-elastista toimintatapaa on löydetty myös muista korkean intensiteetin liikkeitä tarkastelevissa tutkimuksissa. Tämän perusteella olisi todennäköistä sen tapahtuvan myös hamstring-lihaksissa juoksun aikana. (Van Hooren & Bosch 2018.)

3.3 Hamstring-lihasten vammat

Opar, Shield & Williams (2012) tutkivat meta-analyysissään tekijöitä, jotka johtivat hamstring-lihasten vammoihin. Hamstring-revähdykset ja -venähdykset ovat yksi

yleisimpiä syitä loukkaantumisiin eri urheilulajeissa. Tutkimuksissa on ilmoitettu muun muassa yleisurheilussa hamstring-revähdyksen osuudeksi kaikista loukkaantumisista noin 26 prosenttia. Vastaavasti australialaisissa jalkapallolajeissa (australian football and soccer) kyseinen osuus kaikista loukkaantumisista on 13–15 prosenttia ja 12–14 prosenttia. Myös amerikkalaisilla jalkapalloharjoitusleireillä tapahtuneista vammoista on raportoitu hamstring-revähdyksiä noin 12 prosenttia ja rugbyleireillä noin 15 prosenttia. Hamstring-revähdyksien on myös huomattu olevan suurin peliaikaa vähentävä tekijä australialaisessa jalkapallossa (australian football) sekä merkittävin tekijä pitkittyneille poissaoloille otteluista ja harjoituksista (australian soccer). UEFA:n seitsemän kautta kestäneessä ammattijalkapalloilijoiden loukkaantumisten syitä käsittelevässä tutkimuksessa reiden alueelle kohdistuneet loukkaantumiset kattoivat noin 23 prosenttia kaikista loukkaantumisista. Lihasrevähdyksen prosenttiosuus vammojen syistä oli noin 35 prosenttia. Hamstring- lihasrevähdykset olivat suurin syy jalkapalloilijoiden loukkaantumisiin. (Ekstrand, Hägglund & Waldén 2009.) Jalkapallossa ja rugbyssa suurin osa hamstring- revähdyksistä on tapahtunut juoksun aikana. Useissa revähdysten syitä tarkastelevissa tutkimuksissa onkin keskitytty tarkastelemaan etenkin juoksua ja sen eri vaiheita. Yleisin alaraajojen asento juoksun aikana, jolloin hamstring-lihasrevähdyksiä esiintyy, on lonkkakulman ollessa noin 70 asteen koukistuksessa ja polvikulman ollessa 20–40 asteen koukistuksessa. (Chumanov, Heiderscheit, Thelen & Sherry 2006.)

Hamstringin kahden nivelen ylittävä rakenne mahdollistaa supistuessaan polven koukistuksen ja lonkan ojennuksen. Vastaavasti polven ojennus ja lonkan koukistus, jotka ovat hyvin tyypillisiä mekanismeja esimerkiksi juostessa tai potkais- taessa, aiheuttavat hamstringeihin merkittävän venytyksen tai pidentymisen. Hyvin nopeasti tai maksimaalisesti pidentyessä lihaksen mekaanisten ominaisuuksien kynnys voi ylittyä, jolloin lihakseen aiheutuu mahdollisesti reväh- dysvamma. (Opar ym. 2012.)

Tyypin II lihassolujen suurta määrää on pidetty vaikuttavana tekijänä revähdy- vammoihin. Nopeat glykolyysia hyödyntävät lihassolut ovat eläimille tehdyissä tutkimuksissa olleet alttiimpia lihasrevähdyksille eksentrisen lihassupistuksen ai-

kana. Ihmisille tehdyissä tutkimuksissa on kuitenkin huomattu tyyppin II lihassolujen määrän hamstring-lihaksissa olevan noin 58 prosenttia. Verrattaessa muihin lihaksiin, esimerkiksi vastus lateralikseen (ulompi reisilihas), sisältää vastus lateralis enemmän tyyppin II lihassoluja kuin hamstrings, mutta silti revähdysvammat ovat yleisempiä hamstring-lihaksissa. (Opar ym, 2012.)

Paremmen lihasvoiman on osoitettu pienentävän riskiä revähdyksiin. Muun muassa juoksijoille on tehty tutkimuksia, joissa heikko isometrinen polven koukistusvoima suhteessa kehonpainoon on myöhemmin altistanut revähdyksille. Myös jalkojen väliset puolierot lihasvoimassa ovat lisänneet riskiä hamstring -revähdyksille heikommassa jalassa. Heikkoa hamstringien voimantuottoa verrattuna quadricepsin voimantuottoon on pidetty yhtenä merkittävimpänä riskitekijänä revähdyksiin. Etenkin tämän suhteen harjoittelun on huomattu vähentäneen loukkaantumisten määrää. (Opar ym, 2012.)

4 Voima ja liikkuvuus

4.1 Lihasvoima

Lihasvoima tarkoittaa lihaksen tuottamaa tehoa dynaamisen tai staattisen lihas työn aikana. Lihasvoima mahdollistaa erikokoisten kuormien siirtelyn tai kannattelun. Hyvä tai riittävä lihasvoima tarkoittaa usein kykyä selviytyä erilaisista päivittäisistä fyysisistä toiminnoista. Lihasvoiman tai lihaksen suorituskyvyn ongelmat sekä puutteet näkyvät heikkoutena eli kyvyttömyytenä tuottaa voimaa tarvittavalla tasolla sekä väsymisenä, joka tarkoittaa voiman ylläpitämisen vaikeutta. (Kauranen & Nurkka 2010, 143–144.)

Lihasvoima jaotellaan usein maksimi-, nopeus- sekä kestovoimaan. Näiden erotelu voi kuitenkin olla vaikeaa, sillä käytännön liikunta- tai liikesuorituksissa ne sekoittuvat keskenään. Tietyt lihasvoimamuodot kuitenkin korostuvat tietynlaisissa urheilulajeissa tai -suorituksissa, jolloin etenkin sen muodon harjoittelu sekä

siinä kehittyminen ovat merkittävässä roolissa. (Kauranen & Nurkka 2010, 144–145.)

Maksimivoimalla tarkoitetaan suurinta voimatasoa, jonka yksittäinen lihas tai lihasryhmä pystyy suorittamaan. Lihakselta vie noin 1,5–2 sekuntia saavuttaa maksimaalinen jännitystaso. Näin korkeaa suoritustasoa on vaikea pitää yllä pitkiä aikoja, jonka takia maksimaaliset suoritukset ovat ajallisesti lyhyitä, alle 5 sekuntia. Maksimivoimaa mitataan pääsääntöisesti yhden toiston maksimaalisilla suorituksilla (1 RM, engl. one repetition maximum load). Urheilulajeista maksimivoima on keskeisessä roolissa esimerkiksi voimanostossa (kyykky, penkkipunnerrus ja maastaveto). Nopeusvoima tarkoittaa lihaksen voimantuottonopeutta eli kykyä tuottaa mahdollisimman suuri voimataso lyhyessä ajassa. Nopeusvoimaa vaaditaan erityisesti esimerkiksi heitto- ja ponnistussuorituksia sisältävissä lajeissa. Kestovoimalla tarkoitetaan kykyä suorittaa tiettyä voimatasoa mahdollisimman monta kertaa peräkkäin. Kestovoimalla on merkittävä osuus päivittäisissä toimissa esimerkiksi asentojen ylläpitämisessä, kävelyssä ja kotitöissä. Urheilulajeista yleisesti kestävyyttä vaativat lajit, kuten hiihto ja pyöräily vaativat kestovoimaa. (Kauranen & Nurkka 2010, 144–145.)

Lihassoimaan vaikuttavat monet eri tekijät. Kauranen & Nurkka kuvaavat teoksessaan Biomekaniikka (2010) lihasvoimaan vaikuttaviksi tekijöiksi muun muassa lihaksen anatomisen rakenteen, lihassolujakauman, sidekudoksen määrän sekä laadun, lihaksen pituuden, lihaksen verimäärän, esijännityksen- sekä venytyksen, nivelkulman, iän, sukupuolen ja harjoittelutaustan. Keskeisimmät voimaan vaikuttavat tekijät voidaan jakaa anatomisten tekijöiden lisäksi, fysiologisiin, neurologisiin ja mekaanisiin tekijöihin. Fysiologisia tekijöitä ovat esimerkiksi lihaksen koko, poikkileikkauspinta-ala, nivelkulma ja harjoittelumäärä. Neurologisiin tekijöihin lukeutuvat hermoston lähettämien impulssien määrä ja tiheys. Mekaaniset tekijät pitävät sisällään vipuvarren pituuden, lihassyiden suunnan, nivelkulmat sekä elastiset komponentit.

Lihassoiman suuruuteen vaikuttaa merkittävästi aktivoitavien lihassolujen määrä. Hermosto säätelee voimantuottoa aktivoimalla motoriset yksiköt yleensä aina tie-

tyssä järjestyksessä. Se pystyy myös vaikuttamaan yksiköiden aktivoitumistiheyteen ja -määrään. Motoristen yksiköiden aktivoituminen tasaisesti ja rauhallisesti kasvavassa lihasjännityksessä tapahtuu järjestyksessä, jossa pienet motoriset yksiköt, jotka koostuvat tyypin I-lihassoluista, aktivoituvat ensimmäisinä matalilla voimatasoilla. Maksimaalista voimaa tarvittaessa mukaan aktivoidaan suurempia motorisia yksiköitä, joista ensimmäisenä aktivoituvat tyypin IIa-lihassoluista koostuvat motoriset yksiköt ja näiden jälkeen tyypin IIb-lihassoluista koostuvat motoriset yksiköt. Lihasjännityksen kasvaessa, aina ennen seuraavan lihassolutyypin mukaan ottamista, hermosto nostaa käytössä olevien motoristen yksiköiden syttymistaajuutta. Kun syttymistaajuus on nostettu maksimiin, mutta voimaa tarvitaan edelleen lisää, tapahtuu vasta tällöin seuraavan lihassolutyypin motorisen yksikön mukaan ottaminen. (Kauranen & Nurkka 2010, 145–146.)

Luurankolihas kudokset pystyy tuottamaan voimaa 16–60 N/cm². Yhtenä merkittävänä lihasvoimaan vaikuttavana tekijänä on pidetty lihaksen poikkipinta-alaa eli lihaksen paksuutta. Lihassolujen määrä on pääosin geneettisesti määräytynyt ja esimerkiksi hauislihaksessa määrä vaihtelee 172 000–419 000 välillä. Yleisesti voidaan todeta, että paksummilla ja suuremman poikkileikkauspinta-alan omaavilla lihaksilla on suurempi voimantuottokyky. (Kauranen & Nurkka 2010, 147.) Kuitenkin on huomattu, että tästä yhteydestä huolimatta paksuus selittää vain 50 % lihasvoimasta alaraajoissa ja vain noin 20 % lihasvoimasta yläraajoissa (Escobar & Hoffman 2006). Luotettavuutta poikkileikkauspinta-alalta laskee muun muassa se, että kyseisessä mittauksessa käytetään ainoastaan yhtä lihaksen kohtaa, vaikka lihaksen paksuus sen eri kohdissa vaihtelee. Myös lihassyiden suunta voimaa välittävän jänteen suhteen ja esimerkiksi antagonistilihas ten aktiivisuus voivat vaikuttaa luotettavuuteen. Lihassolun paksuus korreloi koko lihaksen paksuuteen. Näin ollen lihaksen poikkileikkauspinta-alan ja paksuuden merkitystä voimantuottoon on selitetty supistusmekanismin tuottamien aktiini- ja myosiinifilamenttien poikkileikkauspinta-alalla. Kyseinen paksuuntuminen johtaa myös poikittaissiltojen suurenemiseen ja vahvistumiseen, jolloin poikittaissilta pystyy kampeamaan filamentteja suuremmalla voimalla toistensa lomaan. Täydellistä selitystä lihaksen paksuuden ja voimantuoton välillä ei ole pystytty vielä vahvistamaan. (Kauranen & Nurkka 2010, 148.)

Hamstring-lihasten voimantuottoa polven liikeradan eri kohdissa on käsitelty monissa eri tutkimuksissa. Brughelli, Cronin & Nosaka (2010) tutkivat polven koukistajien optimaalista nivelkulmaa yhdeksällä pyöräilijällä ja yhdeksällä australialaisen jalkapallon pelaajalla. Suurimmat polven koukistusvoimat pyöräilijöillä olivat noin 32,2 asteen kohdalla ja australialaisen jalkapallon pelaajilla noin 26,2 asteessa. Donwook & Misook (2017) toteavat polven nivelkulman merkitystä polven koukistajien lihasvoimaan käsittelevässä tutkimuksessa tulosten osoittaneen voimantuoton olevan suurempaa lihaksen ollessa venyttyneessä asennossa kuin supistuneena. Galanis, Hatzi, Kellis & Kofotolis julkaisivat vuonna 2017 tutkimuksen, jonka tarkoituksena oli selvittää lonkan koukistuskulman muutoksia pinta-emg aktiivisuuteen biceps femoriksen caput longumissa ja semitendinosuksessa polven koukistuksen aikana. Tutkimuksessa lonkkakulman ollessa nolla astetta biceps femoriksen caput longumin emg-huiput saatiin esille noin 27–42 asteen kulmilla, kun semitendinosuksen korkeimmat tulokset olivat liikeradalla myöhemmässä vaiheessa noin 45–63 astetta. Polven fleksiovoimakäyrän huippukohdat olivat noin 20–40 asteen kohdalla huolimatta lonkan kulmasta.

Tutkimusten perusteella hamstring-lihasten suurimmat fleksiovoimantuotto nivelkulmat ovat noin 20–42 asteen välillä. Opar ym. (2012) meta-analyysissä voimantuottokulma hamstring-revähdyksen jälkeen mitattuna siirtyi merkittävästi kohti suurempia fleksiokulmia. Näin ollen hamstring-lihasten voimantuoton siirtyessä pois polven nivelkulmilta 20–40 voi myös riski hamstring-revähdyksille kasvaa. Täysin ei voida kuitenkaan olla varmoja onko hamstring-revähdyksen jälkeinen mitattu suurimman voimantuoton siirtyminen enemmän syy vai seuraus.

4.2 Voiman mittaaminen

Isometriset mittaukset ovat lähes poikkeuksetta aina maksimivoimaan keskittyviä. Näiden mittausten etuina ovat luotettavuus, toistettavuus ja spesifisyys. Lisäksi dynaamisiin lihasvoimamittareihin verrattuna, isometriset mittauslaitteet ovat suhteessa halvempia ja helppokäyttöisempiä. (Kauranen & Nurkka 2010, 281–282.)

Yhdellä mittauksella voidaan mitata ainoastaan yhtä nivelkulmaa kerrallaan, jota on pidetty mittausmenetelmän heikkoutena. Mitattaessa lihasvoimaa monella eri nivelkulmalla lihas alkaa väsyä, eikä enää tietyn pisteen jälkeen jaksa tuottaa voimaa maksimaalisesti. Tämän takia yhden mittauskerran tulisi sisältää ainoastaan 3–4 eri nivelkulmalla toteutettavaa mittausta. (Kauranen & Nurkka 2010, 281–282.)

Isometriset mittaukset tapahtuvat aina ilman lihaksen pituudessa tapahtuvaa ulkoista muutosta. Isometrinen mittauslaitteisto koostuu usein erilaisista venymäliuska-antureista, joiden tehtävänä on aistia venytys- ja puristusvoimia. Venymäliuska-anturi sisältää anturina toimivan metallin palan, jonka pintaan on kiinnitetty vastuksia. Vastukset ovat valmistettu yleensä ohuesta metallikalvosta tai –langasta. Kun anturiin kohdistetaan voimia, se taipuu. Tällöin siihen kiinnitetyissä metallikalvoissa tai –langoissa tapahtuu muutoksia pituudessa sekä poikittaispinta-alassa. Nämä muutokset vaikuttavat resistanssiin, joka voidaan mitata. Jotta antureiden havaitsema mittaustulos saadaan esille, tarvitaan vahvistin. Vahvistimet nimensä mukaisesti vahvistavat antureiden havaitsemia mittaustuloksia ja lähettävät nämä signaalit eteenpäin laitteille, joissa niitä voidaan analysoida. Vahvistimet tulisi kalibroida säännöllisin väliajoin. Ne ovat myös herkkiä ottamaan häiriöitä ympäröivistä sähkölaitteista. (Kauranen & Nurkka 2010, 280–281.)

Turvallisuussyistä ja parhaan mahdollisen suorituskyvyn takaamiseksi, maksimaalinen lihasvoimamittaus aloitetaan aina alkulämmittelyllä. Alkulämmittely tulee sisältää korkeintaan submaksimaalisia lihasjännityksiä mitattavan lihaksen väsymisen ehkäisemiseksi. Optimaalisessa mittausasennossa lihakset toimivat esteettömästi. Asento ja mitattavat nivelkulmat tulee olla vakioitu ja laitteen säädöt tulee tehdä jokaiselle tutkittavalle yksilöllisesti. Muiden lihasten tai lihasryhmien kompensointi ja synergistisyys yritetään estää fiksoimalla asentoa esimerkiksi joustamattomilla remmeillä. Tutkittavalle annetaan selkeät suoritushjeet ja hän voi tutustua laitteen toimintaan muutamalla submaksimaalisella mittaussuorituksella. (Kauranen & Nurkka 2010, 281–282.)

Varsinainen suoritus lähtee liikkeelle valmistavasta käskystä (VALMIINA), jonka jälkeen mittaaja aloittaa mittaussuorituksen terävällä komennolla (PAINA/ VEDÄ/ TYÖNNÄ). Maksimisuoritukseen pyrkiessä tutkittavaa kannattaa suorituksen aikana käskyttää sekä kannustaa aloituskomentoa toistamalla. Suorituksen tulee olla tasainen eikä nykäisyjä tai iskuja sallita, sillä ne näkyvät tuloksissa voima-
piikkeinä. Yhden lihasjännityksen kesto isometrisissä tutkimuksissa on hyvä olla vähintään 4–5 sekuntia, jotta lihas kerkeää saavuttamaan maksimivoimansa. Usein tutkittava ei jaksa ylläpitää maksimivoimaa 5 sekuntia pidempään, jolloin mittaus päättyy siihen. Mittaaja voi myös päättää suorituksen lopetuskomennolla (SEIS). Lihakset vaativat maksimaalisen lihasjännityksen jälkeen noin 2 minuutin palautumistauon. Tällöin 85 prosenttia lihaksen omista ATP- ja kreatiinifosfaatti-
varastoista ehtii palautua ja uusi suoritus voidaan toteuttaa. Mittaussuorituksia kannattaa toistaa noin kolme kertaa. Mikäli mittaustulokset poikkeavat toisistaan merkittävästi (variaatiokerroin $> 10\%$), on kannattavaa tehdä lisäsuorituksia, mutta huomioida suoritusten kokonaismäärän pitäminen alle viidessä. Lopulliseksi tulokseksi kannattaa valita suorituksista paras tai laskea suoritusten keskiarvo. (Kauranen, Nurkka 2010, 283–284.)

4.3 Liikkuvuus

Liikkuvuus toimii yhtenä ominaisuutena vuorovaikutuksessa muiden motoristen ominaisuuksien kanssa ja se on olennainen osa tuki- ja liikuntaelimistön normaalia toimintaa. Liikkuvuus on yhden tai useamman nivelen fyysinen ominaisuus liikkua vapaasti koko liikelaajuudella. Siihen vaikuttavia tekijöitä ovat nivelen anatomia, hermoston toiminta, sidekudoksen rakenne ja määrä, perintötekijät sekä liikunnallinen aktiivisuus. Liikkuvuus on tärkeä fyysinen ominaisuus, jonka muutokset voivat näkyä erilaisina tuki- ja liikuntaelinten biomekaanisina ongelmina. (Ylinen 2016, 7–18.) Liikkuvuus on kuitenkin relatiivinen käsite ja liikkuvuuden puutokset voivat kompensoitua muualla kehossa. Esimerkiksi lonkan ekstension puute ei välttämättä haittaa kävelyä, koska puuttuva liike voidaan kompensoida selästä. (Luomajoki 2018, 35.)

Liikkuvuus voidaan jakaa toiminnallisesti aktiiviseen ja passiiviseen liikkuvuuteen. Aktiivinen liikkuvuus tarkoittaa liikelaajuutta, joka voidaan tuottaa nivelen yli kulkevien lihasten lihastyöllä. Tällöin agonistilihakset supistuvat ja antagonistilihakset venyvät samanaikaisesti. Aktiiviseen liikkuvuuteen vaikuttavat tutkittavan halu liikkua, koordinaatio, lihasvoima ja nivelliikkuvuus. Passiivinen liikkuvuus käsittää nivelen tai kudoksen koko tuotettavissa olevaa liikelaajuutta. Passiivinen liikelaajuus on yleensä aktiivista suurempi, sillä ulkoisen voiman tuottaessa liikkeen kudokset venyvät ja agonistilihakseen rentoutunut lihasmassa ei ole edessä. (Norkin & White 2009, 6–14.)

Aktiivinen ja passiivinen insuffisienssi ovat etenkin yli kahden nivelen ylittävien lihasten normaaleja tiloja, joissa lihas ei pysty tuottamaan voimaa optimaalisesti. Aktiivisen insuffisienssin tilassa lihaksen aktiini- ja myosiinifilamentit törmäävät Z-levyyn, uusia poikittaissiltoja ei mahdu enää syntymään eikä lihas pysty tuottamaan voimaa. Passiivisen insuffisienssin tilassa taas lihas on venynyt äärimmilleen, aktiini- ja myosiinifilamentit eivät ”ylety” muodostamaan enää uusia poikittaissiltoja ja lihas on pelkästään passiivisten rakenteiden varassa. (Mansfield & Neumann 2014, 41–46.) Luomajoki (2018) kuvaa aktiivisen ja passiivisen insuffisienssin käsitteinä, jotka helpottavat käsittelemään määritelmiä ”pidentynyt lihas” ja ”lyhentynyt lihas”. Ne ovat toiminnallisia muutoksia, jolloin lihas ei voi tuottaa voimaa optimaalisesti. Nämä muutokset ovat yhteydessä sidekudoksen venymiseen ja lihassolujen aktivaatioon. Aktiivisessa insuffisienssissa lihas on kykenevätön tuottamaan voimaa lyhentyneessä asennossa. Tällöin liikerata jää vajaksi aktiivisessa liikkeessä, vaikka passiivisesti liike olisi vietävissä pidemmälle. Passiivisella insuffisienssilla tarkoitetaan tilaa, jossa lihas ei kykene pidentymään tarpeeksi ja on näin siis liian lyhyt. Tämän on selitetty johtuvan lihaskudoksen sisältämästä sidekudoksesta. Passiivista insuffisienssia voidaan testata konkreettisesti lihaspituustesteillä. (Luomajoki 2018, 38.) Näitä kahta aktiivisen ja passiivisen insuffisienssin määritelmää ei pidä sekoittaa keskenään.

Luomajoen mukaan insuffisienssit ovat toiminnallisia muutoksia, sillä ne ovat yhteydessä lihassolujen aktivaatioon sekä sidekudoksen venymiseen. Näihin muutoksiin voidaan vaikuttaa fysioterapialla. Passiivisen insuffisienssin hoitona käytetään lihaksen venyttämistä. Varsinainen venyttäminen ei kohdistu lihassoluihin,

vaan lihassolua ympäröiviin sidekudosrakenteisiin. On kuitenkin ymmärrettävä, että lihaksia ympäröivät faskiat ovat jatkumo, joka yhdistää lihakset toisiinsa. Siksi kokonaisvaltaisesti koko faskiaketjuun kohdistuva venytys on tehokkaampaa kuin yksittäisen lihas-ten venyttäminen. Aktiivisessa insuffisienssissa hoitona on lihas-ten jännittäminen ja harjoittelu lyhentyneessä asennossa. Harjoittelun vaikutukset ovat nopeita, koska harjoittelu perustuu hermolihask-ten aktivaatioon. Harjoittellessa hermosto oppii hermostuttamaan lihasta paremmin. Harjoittelun seurauksena aktiini- ja myosiinifilamentit pystyvät jälleen liukumaan toisiaan vasten tehokkaasti. (Luomajoki 2018, 35–38.)

4.4 Liikkuvuuden mitta- us

Liikkuvuuden arviointi ja mittaaminen ovat oleellinen osa fysioterapi-
aa. Eri nivel-
ten tai lihas-ten liikkuvuuksien mittaamiseen on kehitetty useita erilaisia teste-
jä, joissa mitataan saavutettua nivelkulmaa goniometrillä, mittanauhalla tai jollain muulla käytössä olevalla mittalaitteella. Goniometrillä mitataan nivel-
en liikela-
ajuutta nivelten ja luisten maamerkkien avulla. (Bandy & Reese 2002, 15.) Liikku-
vuutta ja liikela-
ajuuksia tutkittaessa on otettava huomioon, että liikkuvuus on suh-
teellinen käsite ja vaihtelu yksilöiden välillä on huomattavaa. Luotettavuuden kannalta olisi ihanteellista verrata mitattuja liikela-
ajuuksia saman ikäisten ja -su-
kupuolisten henkilöiden kanssa tutkimuksista, joissa on käytetty samaa mitta-
ustapaa. (Norkin & White 2009, 6–14.)

Lihaksen maksimipituus saavutetaan, kun sen distaalisin ja proksimaalisin kiin-
nitysmiskohta ovat mahdollisimman kaukana toisistaan. Kliinisesti pituutta ei kui-
tenkaan mitata suoraan, vaan se mitataan epäsuorasti lihas-ten ylittämän nivel-
en liikela-
ajuudella. Kahden tai useamman nivel-
en ylimenevät lihakset eivät usein ole kykeneviä pidentymään niin, että kaikkien nivelten maksimiliikela-
ajuus saavute-
taan. Tällaisen lihas-ten pituutta arvioidessa mitattava on asetettava niin, että mi-
tattavaa lihasta pidennetään sen ylittämän proksimaalisen tai distaalisen nivel-
en yli ja pidetään tässä asennossa. Näin lihas-ten ollessa jo pidentyneenä mittaaja

pyrkii pidentämään lihasta entisestään toisen nivelen kautta. Näin lihaksen pituutta voidaan mitata epäsuorasti toisen nivelen saavuttamalla liikelaajuudella. (Norkin & White 2009, 6–14.)

Hamstring-lihasten liikkuvuuden mittaamiseen on olemassa useita eri mittareita, joista tähän opinnäytetyöhön valitsimme passive knee extension-testin (PKE). Sen on osoitettu olevan luotettava mittari arvioimaan hamstring-lihasten liikkuvuutta (Fourchet, Guex, Loepelt, & Millet 2012). Muita hamstring-lihasten liikkuvuutta mittavia testejä ovat esimerkiksi straight leg raise (SLR) ja sit and reach (SR). PKE:tä, SLR:ää ja SR:ää vertailtaessa keskenään on tultu siihen tulokseen, että PKE:tä tulisi käyttää niin sanottuna kultaisena standardina hamstring-lihasten liikkuvuutta mitattaessa. (Daivis, Quinn, Whiteman, William & Young 2008). PKE-testissä mitattava makaa selällään ja hänen toinen alaraajansa stabiloidaan alustaan. Mittaaja vie mitattavan puolen lonkan 90° asteen fleksioon ja säilyttää tämän kulman koko mittauksen ajan. Mittaaja ojentaa polvea, kunnes tuntee kevyen vastuksen tai mitattava ilmoittaa tuntevansa voimakasta, mutta siedettävää venytystä hamstring-lihaksissaan. Mittaaja mittaa goniometrillä, kuinka monta astetta polvi jää fleksioon. Jos polvi jää yli 20° fleksioon, voidaan tulkita hamstring-lihasten olevan lyhentyneet. (Daivis ym. 2008.) Testin luotettavuutta voi lisätä käyttämällä käsidynamometriä vakioimaan voimaa, jolla polvea ojennetaan (Fourchet ym. 2012).

4.5 Liikkuvuuden vaikutus voimaan

Yksittäisen sarkomeerin pituuden muutokset vaikuttavat voimantuottoon. Tämä pohjautuu sarkomeerien poikittaissiltateoriaan eli sarkomeeriteoriaan, jonka mukaan poikittaissiltojen määrä vaikuttaa yksittäisen sarkomeerin voiman tuottoon. Lihaksen liikeradan alussa eli lihaksen ollessa venyttyneenä, sarkomeerin filamentit ovat kauempana toisistaan, jolloin tilaa poikittaissiltojen muodostumiselle on hyvin vähän. Tällöin lihaksen voimantuotto on heikkoa. Lihaksen keskipituudessa, liikeradan keskivaiheilla, filamentit ovat optimaalisesti toistensa lomissa ja poikittaissiltoja pääsee muodostumaan huomattavasti. Näin myös lihaksen voimantuotto on suurimmillaan. Lihaksen ollessa lyhentyneenä tai supistuneena

ovat vastakkaiset filamentit liukuneena ikään kuin toistensa päälle, vieden poikittaissiltojen muodostumiselta tilaa ja myös lihakselta voimaa. (Kauranen & Nurkka 2010, 141–142.)

Aina lihaksen suurin voimantuotto ei selity sarkomeerien pituudella, vaan lihaksen tuottamaan voimaan vaikuttavat myös vipuvarsi ja vääntömomentti. Nämä voivat mahdollistaa lihaksen edullisemman supistamisen jollain toisella nivelkulmalla. Useamman nivelen ylittävien lihasten mahdollisimman suureen voimantuottoon vaikuttaa myös molempien nivelien asennot, jotka muuttavat sarkomeerien pituutta. (Kauranen & Nurkka 2010, 142–143.) Lihäsjännesysteemi voi tuottaa voimaa ääriasennossa supistumatta sen ollessa venyttyneenä. Esimerkiksi lonkkakulman muutos polven fleksiovoimaa testattaessa vaikuttaa merkittävästi suurilla nivelkulmilla. (Bursac, Cheng, Davis & Madden 2014.) Liikkuvuuden lisääntyessä passiivisesti tuotettu voima vähenee lihastension vähentyessä (Cashman, Cheema & Marshall 2011).

Hannu Luomajoki on esittänyt kirjassaan ”Liikkeen ja liikekontrollin häiriöt”, kuinka aktiivinen ja passiivinen insuffisienssi vaikuttavat lihaksen pituus-voimantuottokurviin. Passiivisen insuffisienssin eli lihaksen lyhentyneen asennon pitäisi muuttaa kurvia siten, että suurin voimantuotto tapahtuisi lihaksen lyhyessä asennossa. Vastaavasti aktiivinen insuffisienssi eli lihaksen pidentynyt asento vaikuttaisi voimantuottoon päinvastoin, jolloin suurin voima saavutettaisiin lihaksen pidentyneessä asennossa. (Luomajoki 2018, 35–36.)

5 Elektromyografia

Emg eli elektromyografia on lihaksen sähköistä aktiivisuutta havainnoiva tutkimusmenetelmä, joka mittaa aktiopotentiaalien jännite-eroja lihassoluissa. Elektromyografian toiminta liittyy hermo- ja lihaskalvojen ulko- ja sisäpinnoilla vallitseviin jännite-eroihin. Solukalvon vallitseva tila, lepopotentiaali, repolarisaatio tai depolarisaatio, määrittävät kalvojännitteen suuruuden. Lepopotentiaali tarkoittaa

hermo- ja lihassolun normaalia tasapainotilaa, joka on solun normaalin toiminnan edellytys. Tällöin solukalvon ulko-osa on varautunut positiivisesti ja sisäosa negatiivisesti. Solukalvon sisäosan muuttuessa positiivisemmaksi kalvo depolarisoi-
tuu. Depolarisaatiota seuraa välittömästi repolarisaatio, joka palauttaa kalvon sisäosan negatiiviseksi eli takaisin lepopotentiaaliin. Tällä tavalla hermosolussa syntynyt yhden motorisen yksikön aktiopotentiaali siirtyy aksonipäätteestä synapsirakojen yli kaikille sen hermottamien lihassolujen kalvoille. Elektromyografiassa ihon pinnalle tai lihakseen asetettavilla elektrodeilla voidaan rekisteröidä näitä lihaksen sisällä leviäviä aktiopotentiaaleja ja niiden aiheuttamia potentiaalleroja. (Kauranen & Nurkka 2010, 307.)

Onnistuneen emg-mittauksen tuloksena on raaka-emg-signaali, joka muistuttaa kapeakaistaista kohinasignaalia. Positiivinen varaus piirtyy amplitudina raaka-emg:n nollalinjan yläpuolelle, kun taas negatiivinen alapuolelle. Raaka-emg:stä voidaan jo päätellä, onko lihas aktiivinen vai ei, sekä tutkia aktiivisuusaikoja tarkastelemalla amplitudien nousuja. Usein raaka-emg kuitenkin vaatii jatkomuok-
kausta lisäanalyysia varten. Tyypillinen muokkaustekniikka on tasasuuntaus, jossa negatiiviset vaiheet poistetaan tai käännetään peilikuvana positiivisten varausten joukkoon. Näin amplitudien noususta voidaan päätellä aktiivisuus- ja lihasupistustason nousua. Toinen usein käytetty muokkaustekniikka on tasoitus, jolloin emg-signaalista poistetaan suurimmat poikkeamat ja se muuttuu enemmän käyräiseksi. Tämä parantaa käyrän luettavuutta ja tutkittavuutta. Amplitudi analyysissa muuttujana on aina aika ja yksikkönä millisekunti tai minuutti. (Kauranen & Nurkka 2010, 316–326.)

Emg-signaalin frekvenssi analyysissä tarkastellaan, kuinka paljon signaalissa on tapahtumia tietyillä taajuuksilla. Näissä analyysissä muuttujana on taajuus ja yksikkönä hertsi. Kyseistä analyysintapaa käytetään esimerkiksi lihasten väsymistä tarkastelevissa tutkimuksissa. Lihasten väsyessä aktiopotentiaalin johtumisnopeus hidastuu, jolloin emg-signaalin amplitudi laskee ja kesto pitenee. Frekvenssianalyysissa voidaan myös laskea integraali koko spektrikäyrästä. Tällöin puhutaan tehospektristä, joka kuvaa tehon jakautumista eri taajuuksille.

Uusien motoristen yksiköiden rekrytointi lihassupistuksen aikana näkyy tehospektrissä kasvuna. Tehospektrin yksikkö on V^2 . (Kauranen & Nurkka 2010, 316–326.)

Emg-mittauksissa käytetään elektrodeja, joilla sähköinen aktiivisuus poimitaan lihaksista. Erilaisia elektrodityyppejä ovat pinta- (sEMG), neula-, lanka- ja vaatteisiin kiinnitettävät elektrodit. Pinta- ja vaatteisiin kiinnitettävät elektrodit keräävät signaaleja ihon pinnalta, kun taas neula- ja lankaelektrodit mittaavat lihaksen sisältä. Pintaelektrodi mittauksissa informaatiota saadaan suhteellisen laajalta alueelta, jolloin ne poimivat informaatiota monista motorisista yksiköistä samaan aikaan. Tämän takia pintaelektrodimittausten toistettavuus on helppo toteuttaa verrattuna neulaelektrodimittauksiin, joiden toistettavuuteen vaikuttaa osuuko neula tarkasti samaan kohtaan lihaksessa. Pintaelektrodien heikkouksiin vastavasti kuuluu huono soveltuvuus syvien ja pienten lihasten mittaamiseen. (Kauranen & Nurkka 2010, 307–308.)

Elektromyografiaa käytetään pääsääntöisesti selvittämään lihaksen aktiivisuutta tai sen puutetta. Muita mittaustarkoituksia ovat muun muassa lihasaktiivisuuden mahdollisen katkonaisuuden selvittäminen, aktiivisuuden puolierojen mittaaminen toisen puolen vastaavaan lihakseen verrattuna ja lihasten väsymisen tutkiminen kuormituksen aikana. (Kauranen & Nurkka 2010, 307.)

Anatomiset, biokemialliset ja fysiologiset tekijät vaihtelevat merkittävästi eri yksilöiden välillä ja voivat vaikuttaa emg-signaalin laatuun. Näitä tekijöitä voivat olla lihassolujen määrä yhdessä motorisessa yksikössä, aktiivisten lihassolujen sijainti ja sidekudoksen määrä. Etenkin iholla on suhteellisen huono johtumiskyky ja suuremmat ihonalaiskudoksen määrät tuottavat järjestään pienempiä emg-amplitudeja. Aktiivisten motoristen yksiköiden lukumäärä, taajuus sekä lihassolujen välinen mekaaninen vuorovaikutus voivat myös vaikuttaa emg-signaalin käyttäytymiseen. Epätoivottua emg-signaalia, joka saadaan lihakselta, jota ei tutkita, kutsutaan ”crosstalkiksi”. Crosstalk vaikuttaa tutkittavan lihaksen signaaliin ja voi aiheuttaa tulosten tulkinnan vaikeutta. Näiden muuttujien takia emg:n tutkimustuloksia ei pysty suoraan vertailemaan eri lihasten tai yksilöiden välillä. (Ali, Bakar, Chellappan, Chang Chowdhury & Reaz 2013). Pintaelektrodeilla mitattaessa

emg-signaalia voi heikentää useiden motoristen yksiköiden eri aikainen syttyminen, jolloin solukalvojen varautuminen joko positiivisesti tai negatiivisesti voivat kumota toisensa. (Kauranen & Nurkka 2010, 320).

5.1 Mpower

Mpower on suomalaisen Fibrux Oy:n kehittämä ja valmistama lihasaktivaatiomittari. Mpower hyödyntää emg-signaalin mittauksessa iholle kiinnitettäviä langattomia elektrodeja, joita kutsutaan podeiksi. Mittaamaan pystyy samanaikaisesti neljää pinnallista lihasta. Podit kommunikoivat Mpowerin mobiilisovelluksen kanssa, jonne kaikki mitattava data siirtyy reaaliajassa ja jää muistiin. (Mpower 2016.)

Jyväskylän yliopisto ja Kokkolan yliopistokeskus Chydenius testasivat vuonna 2015 Mpower lihasaktivaatiomittarin luotettavuutta. Vertailukohteeksi tutkimukseen valikoitui johtavan emg-laitteiden valmistajan Noraxonin Telemyo G2 emg-mittari. Mittauksessa testattiin m. biceps brachii-lihaksen isometrista lihasaktivaatiota molemmilla emg-laitteilla. Mittaus suoritettiin kolmella eri vastuksella (5, 7.5, 9.1 kg) vakioidulla kyynärnivelen kulmalla (90°) yhden suorituksen kestäen 10 sekuntia. Tuloksissa molemmat emg-laitteet tuottivat hyvin samankaltaisia emg-amplitudeja. Mpowerin mittaustulokset korreloivat hyvin laboratoriotason vertailulaitteen kanssa. (Borg, Laxåback & Sandström 2015.)

Mpower mittaa lihaksista sähköistä aktivaatiotehoa ja -volyymia, väsymistä ja nopeiden lihassolujen aktivaatiotehoa sekä -volyymia. Aktivaatiotehoa voi hyödyntää oikean lihaksen aktivoitumisen löytämisessä harjoitteissa. Myös hetkelliset aktivaatiohuippuarvot kertovat milloin maksimivoimantuotto on tapahtunut. Aktivaatiotehon avulla voidaan myös vertailla puolieroja. Aktivaativolyymi summaa harjoitteen tai suorituksen aikana tapahtuneen aktivaation yhteen. Nopea-aktivaatioteho kertoo nopeiden lihassolujen sähköisen aktivaation ja nopea-aktivaativolyymi näiden yhteismäärän suorituksen aikana. Väsymisindeksi mittaa lihaksessa havaittua väsymistä. (Mpower 2016.)

Mpowerin avulla on helppo varmistaa, että harjoite kohdistuu oikeaan lihakseen ja milloin ”ei-haluttu” lihas aktivoituu. Mittari näyttää myös puolierot ja mahdolliset lihasepätasapainot. Kiinnityshihnalla tai -tarralla lihaksen päälle kiinnitettävät podit mahdollistavat mittauksen esimerkiksi urheilusuoritusten tai voimaharjoittelun aikana. Mobiiliapplikaatioon mittaustulokset päivittyvät reaaliajassa ja Mpowerin pilvipalvelun avulla tulosten tarkkailu onnistuu myös jälkeenkä. (Mpower 2016.)

5.2 Podien asettelu

Käytimme opinnäytetyössä elektrodien eli podien asettelussa kansainvälisen Seniam-hankkeen suosituksia. Seniam-hankkeen (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) tarkoituksena on yhdistää pinta-elektromyografiatutkimuskäytännöt Euroopassa vahvistamaan eurooppalaista yhteistyötä sekä parantaa hyödyllisen tiedon ja kliinisten kokemusten välittymistä. Seniam koostuu 16 ryhmästä, jotka ovat kotoisin 9 eri Euroopan maasta. Mukana on myös suomalaista osaamista Jyväskylän Yliopistosta. (Seniam 2020.)

Seniam on kehittänyt pintaelektrodien asettelusuositukset 30 yksittäiselle lihakselle. Nämä suositukset sisältävät optimaalisen mittausasennon ja kirjallisen ohjeen sekä kuvan elektrodin kiinnittämiskohdasta. Opinnäytetyömme mitattavat lihakset ovat biceps femoris ja semitendinosus. Semimembranosus on anatomisen sijaintinsa mukaan liian syvällä, eikä sovellu näin ollen luotettavaan pinta-emg-tutkimukseen (Pieter, Reilly, Scafoglieri, Tresignie & Van Roy 2010). Podien asettelu biceps femorikselle tapahtuu mittaamalla keskikohta istuinkyhmyn ja sääriluun lateraalisen epicondylin väliltä. Semitendinosuksessa podi asetetaan istuinkyhmyn ja säären mediaalisen epicondylin puoliväliin. (Seniam 2020.)

6 Tutkimusmenetelmä

6.1 Tapaustutkimus

Tutkimusmenetelmäksi valitsimme tapaustutkimuksen, jossa yhdistyy kvalitatiivisen ja kvantitatiivisen tutkimuksen piirteitä. Tapaustutkimus on kuitenkin menetelmällisesti lähempänä kvalitatiivista tutkimusta kuin kvantitatiivista tutkimusta ja se nähdäänkin kirjallisuudessa menetelmäkokonaisuuden sijaan tutkimusstrategiana, koska sillä ei ole omaa metodologiaansa. Se on myös mahdollista toteuttaa monitapaustutkimuksena. (Kananen 2013, 22–32.)

Tutkittavana oleva ryhmä rekrytoitiin Karelia-ammattikorkeakoulun fysioterapeuttiopiskelijoiden Whatsapp-ryhmän kautta. Opinnäytetyön kriteereihin sopivia henkilöitä ohjeistettiin ottamaan yhteyttä opinnäytetyöntekijöihin sähköpostitse. Opinnäytetyön toteutusvaiheen kriteereinä oli koettu hamstring-lihashen liikkuvuusongelma. Poissulkukriteereinä oli takareisivamma viimeisen viiden vuoden sisällä, toimintakykyä alentavat ja yleistilaa heikentävät sairaudet tai epäily koronavirustartunnasta. Tässä opinnäytetyössä noudatetaan tutkimuseettisen neuvottelukunnan ohjetta 3/19 (TENK 2019).

6.2 Mittausprotokolla

Ennen tutkimusta tutkittaville lähetetään tiedote tutkimuksesta, joka sisältää ohjeet tutkimukseen valmistautumisesta, toiminnasta tutkimuksen aikana ja sen jälkeen. Ohjeet lähetetään tutkittaville sähköpostitse. Tutkittavat ohjeistetaan saapumaan tutkimustilaan sovittuna kellonaikana. Taataksemme luotettavat testitulokset, tutkittavia ohjeistetaan välttämään raskasta liikuntaa edellisenä päivänä. Mittaustilanne alkaa suostumuslomakkeen (liite 1) täyttämällä, jonka jälkeen ohjeet kerrataan suullisesti. Ennen varsinaista tutkimusta tutkittava suorittaa alkulämmittelyn turvallisuuden ja luotettavien tutkimustulosten varmistamiseksi. Alkulämmittelyn jälkeen tutkittava riisuu tarvittavat päällysvaat-

teet varsinaisten tutkimusten ajaksi. Ennen pintaelektrodipodien asettamista mitauspaikoilleen iho puhdistetaan. Opinnäytetyössä käytämme neljää, Fibrux Oy:n valmistamaa, Mpower pintaelektrodipodia mittaamaan emg-aktiivisuutta. Pinta-elektrodipodit asetetaan m. semitendinosus ja m. biceps femoris päälle seniam-hankkeen suositusten mukaisesti (Kuva 1). Ensin asiakkaalta tutkitaan hamstring-lihasten liikkuvuutta PKE-testillä. Fleksiokulma mitataan testissä Saunders digital inclinometerillä. Liikkuvuuden testauksen jälkeen aloitetaan voiman mittaminen. Voimaa mitataan yhteensä kahdeksan (8) kertaa per alaraaja. Mittausten lähtöasento pidetään muuttumattomana, ainoastaan polven fleksiokulmaa muutetaan mittausten aikana (Kuva 1). Mittaustilanteessa asiakas makaa päinmaakuullaan ja hänen lantionsa stabiloidaan plinttiin kiinni, jotta lonkkakulma 0° pysyy muuttumattomana suoritusten aikana. Valitsimme mitattavat nivelkulmat Luoma-joen (2018) insuffisienssi- teorian mukaan, jossa paras lihaksen voimantuotto on noin liikkeen keskivaiheilla. Koska hamstring-lihasten liikkuvuus on hyvin yksilöllistä, on liikkuvuuden sekä lihasten keskiasentoa hankala määrittää. Valitsimme neljä eri polven nivelkulmaa 55° , 70° (keskikohta), 85° ja 100° , joista kaksi on polven keskiasentoon nähden suuremmilla fleksio nivelkulmilla ja yksi pienemmällä. Olettamuksena oli tietoperustan mukaan, että optimaalinen voimantuottokulma muuttuisi keskikohdasta kohti lyhentynyttä asentoa. Mittaukset suoritetaan molemmilla jaloilla kaksi kertaa per nivelkulma. Mittaukset tehdään vuorojaloin, jotta kudoksilla olisi enemmän aikaa palautua suorituksesta. Joka suorituksen välissä pidetään vähintään 2 minuutin palautus. Mpower-sovellus tallentaa emg-dataa suorituksista myöhempää tarkastelua varten. Polven fleksiovoimaa mitataan Kern-käsidynamometrillä ja suurin tuotettu voima merkataan ylös kilogrammoina. Käsidynamometri kiinnitetään remmin avulla tutkittavan nilkkaan kehrästen korkeudelle ja sen toinen puoli stabiloidaan kiinni seinään. Mittaus suoritetaan halutulla nivelkulmalla, joka varmistetaan goniometrillä aina ennen suoritusta. Suoritus lähtee komennolla ”purista”, jolloin tutkittavan on ohjeistettu suorittamaan maksimaalinen polven koukistus. Mikäli suorituksen aikana ilmenee poikkeuksellista epämukavuuden tunnetta tai kipua, suoritus keskeytetään. Suoritus päättyy komentoon ”seis”, jolloin tutkittava rentouttaa mitattavan jalan. Mittaustilanteen

jälkeen pintaelektrodipodit irrotetaan tutkittavan iholta ja tutkittava on vapaa poistumaan.



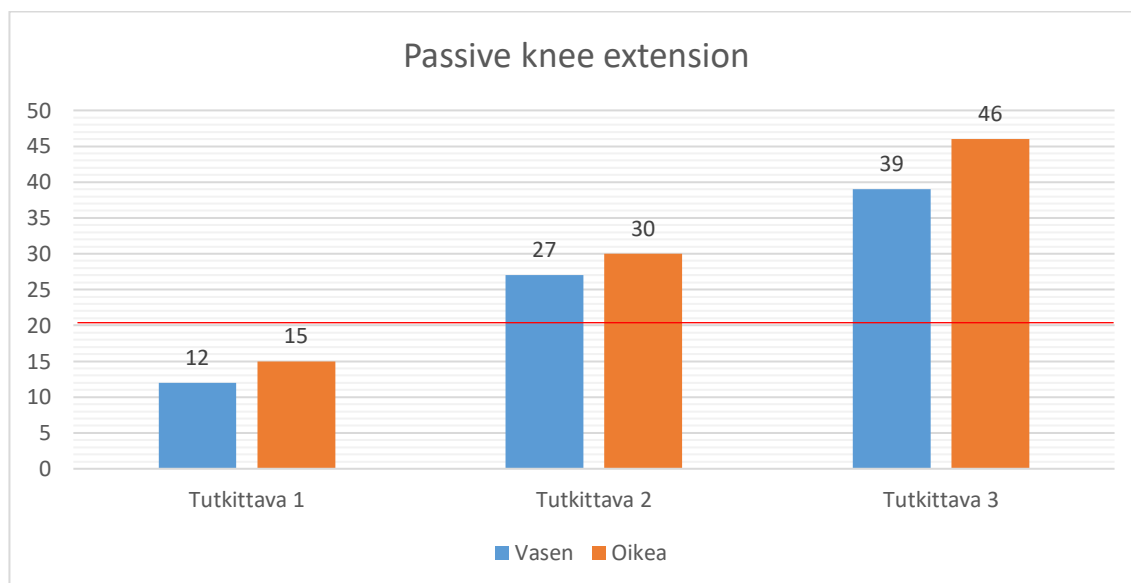
Kuva 1. Polven koukistajien voimantuoton ja emg-aktiivisuuden mittausasento (kuva: Ville Vilokkinen)

7 Tutkimustulokset

Opinnäytetyön kaikki mittaukset suoritettiin 28.4.2020 Karelia-ammattikorkeakoulun opiskelutiloissa. Opinnäytetyöhön osallistui kolme tutkittavaa, joilla kaikilla oli koettu hamstring-lihasten liikkuvuusongelma. Tutkittava 1:n pituus oli 177 cm ja paino 71 kg. Tutkittava 2:n pituus oli 177 cm ja paino 80 kg. Tutkittava 3:n pituus oli 177 cm ja paino 92 kg. Kaikkien tutkittavien osallistuminen oli vapaaehtoisia. Mittaustilanne alkoi suostumuslomakkeen täyttämällä. Suostumuslomakkeen täyttämisen jälkeen suoritettiin alkulämmittely sekä varsinaiset mittaukset. Hamstring-lihasten liikkuvuutta arvioitiin PKE-testillä ja testin tulos mitattiin elektronisella goniometrillä. Testissä käytettiin Microfet-käsidynamometriä, jotta kaikkien tutkittavien liikkuvuutta mitattaisiin vakioitua voimaa käyttäen. Pintaelektrodit kiinnitettiin mitattaviin lihaksiin, jonka jälkeen tutkittavalle suoritettiin varsinaiset mittaukset. Mittaukset suoritettiin tutkittavan ollessa päinmakuullaan lantio stabiloituna alustaan. Mittauksia oli yhteensä 16 tutkittavaa kohden. Mit-

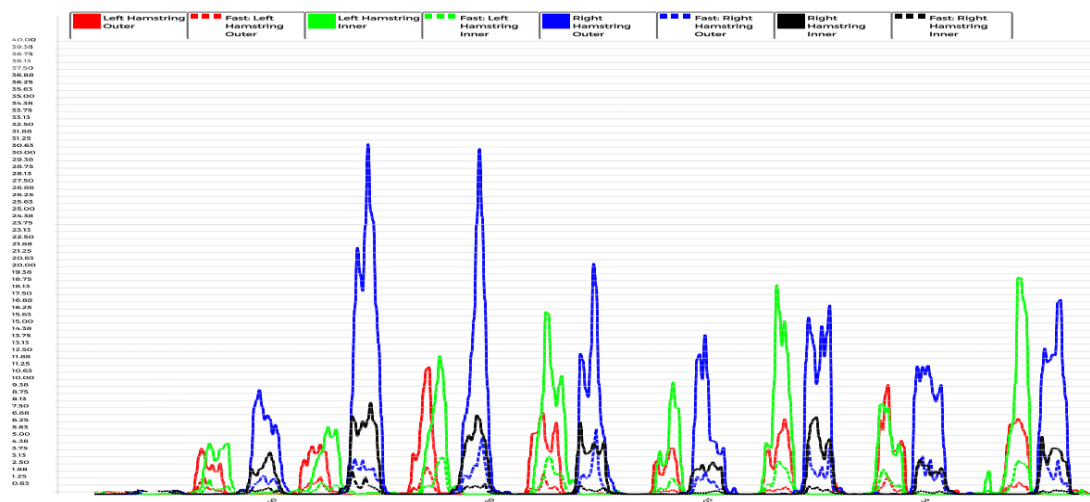
taukset suoritettiin vuorojaloin aloittaen vasemmasta alaraajasta. Kaikki mittaukset suoritettiin yksi nivelkulma kerrallaan, järjestyksessä 55°, 70°, 85° ja 100°. Mittaustulokset on esitetty kuvioina ja kuvina helpottamaan tulosten tarkastelua. Ensimmäisessä kuviossa (kuvio 1) on esitetty PKE-testin tulokset, joissa luku ilmoittaa kuinka monta astetta polvi jäi fleksioon. Viitearvoiksi liikkuvuuden rajoitteelle otettiin Daivis ym. (2008) tutkimuksen mukaan polvikulma 20°.

Kuviossa 1 esitettyjen passive knee extension- testin tuloksissa tutkittavien välillä oli eroja hamstring-lihashen liikkuvuudessa, mutta merkittäviä puolieroja tutkittavilta ei löytynyt. Tutkittava 1:n liikkuvuus oli viitearvojen perusteella normaali, kun taas tutkittavilla 2 ja 3 hamstring-lihashen liikkuvuus oli rajoittunut.

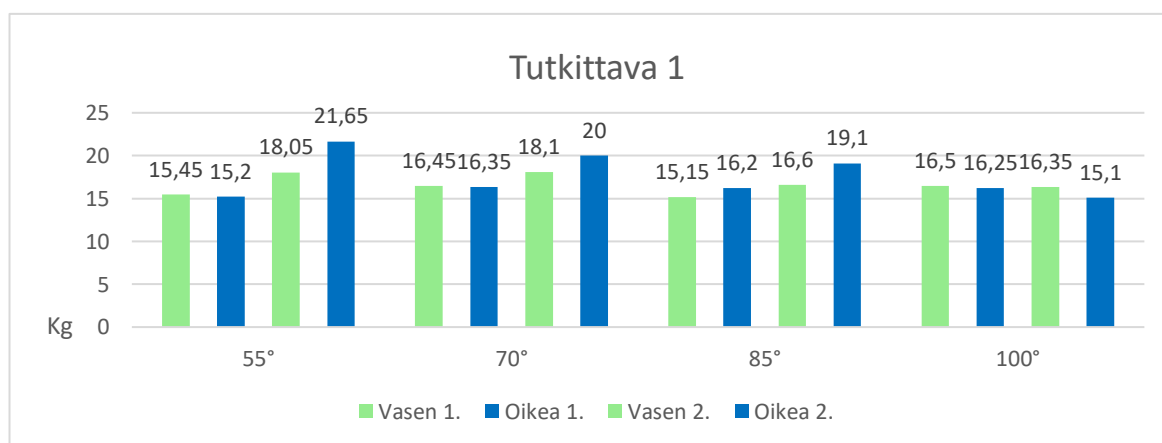


Kuvio 1. Passive knee extension-testin tulokset. 20° merkattu punaisella viivalla havainnollistamaan tässä opinnäytetyössä käytettyä liikkuvuusrajoituksen rajaa.

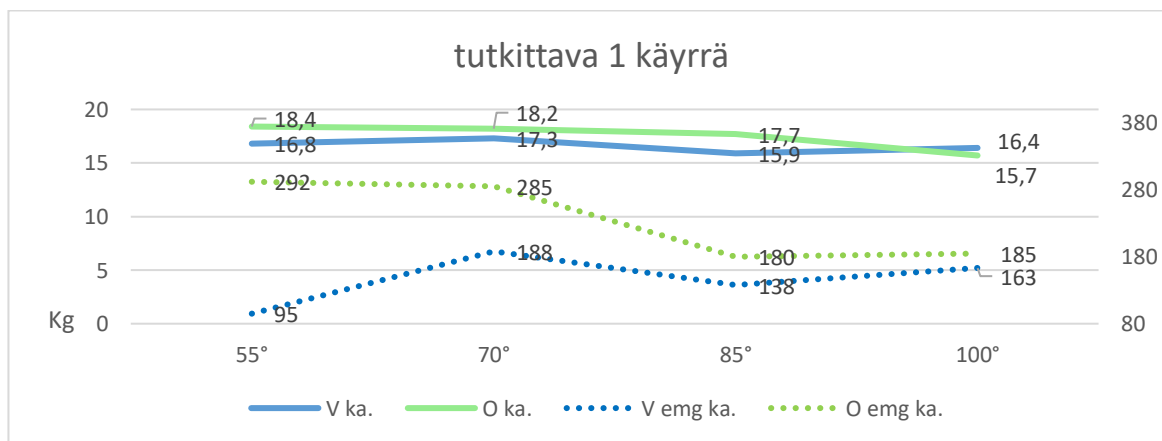
Tutkittava 1:n emg-tuloksissa (Kuva 2) on havaittavissa laskua etenkin oikean alaraajan toisen suorituksen jälkeen. Vasemmassa alaraajassa semitendinosuksen lihasaktivaatio kasvaa merkittävästi kohti suurempia fleksiokulmia mennessä. Voiman mittaustuloksissa ei ole selkeää muutosta fleksiokulman kasvassa (Kuviot 2 ja 3).



Kuva 2. Tutkittavan 1 emg-aktiivisuudet mittausjärjestyksessä.

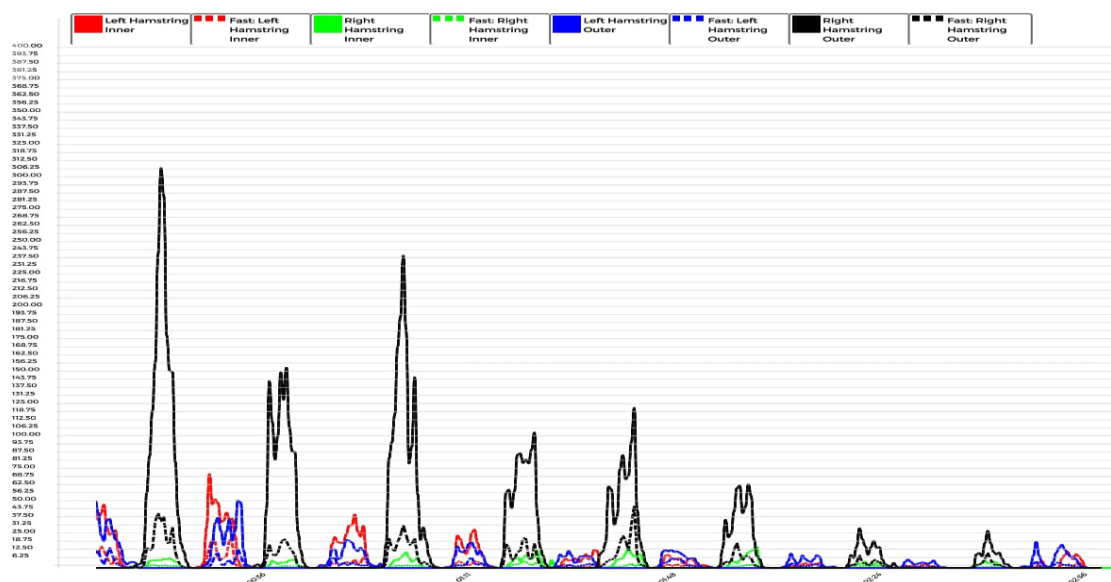


Kuvio 2. Tutkittavan 1 voiman mittaus tulokset kilogrammoissa mittausjärjestyksessä.

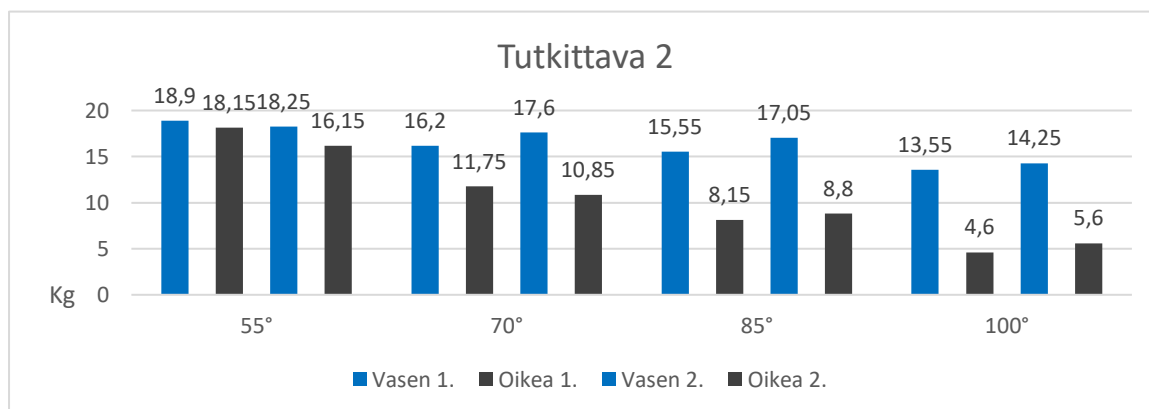


Kuvio 3. Tutkittavan 1 nivelkulma-voimantuottokurvi ja emg-aktiivisuuden huippuarvot nivelkulmittain.

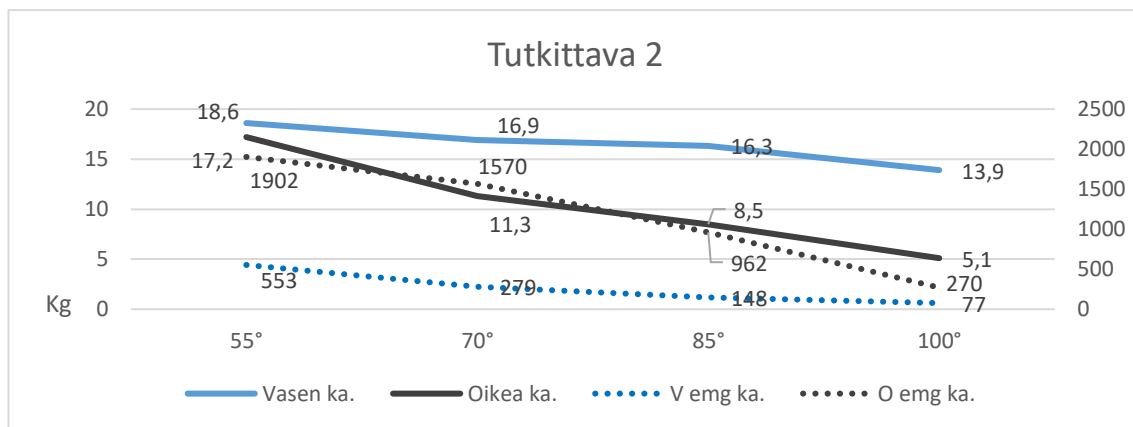
Tutkittava 2:n emg-tuloksissa (Kuva 3) havaittavassa merkittävää laskua kohti suurempia fleksiokulmia mennessä. Emg- tuloksien viimeinen vasemman jalan käyrä on mitattu nivelkulmalla 55 astetta, väsymyksen merkityksen selvittämiseksi. Voiman mittaustuloksissa havaittavissa merkittävä lasku fleksiokulman kasvaessa etenkin oikeassa alaraajassa (Kuviot 4 ja 5).



Kuva 3. Tutkittavan 2 emg-aktiivisuudet mittaussarjassa.

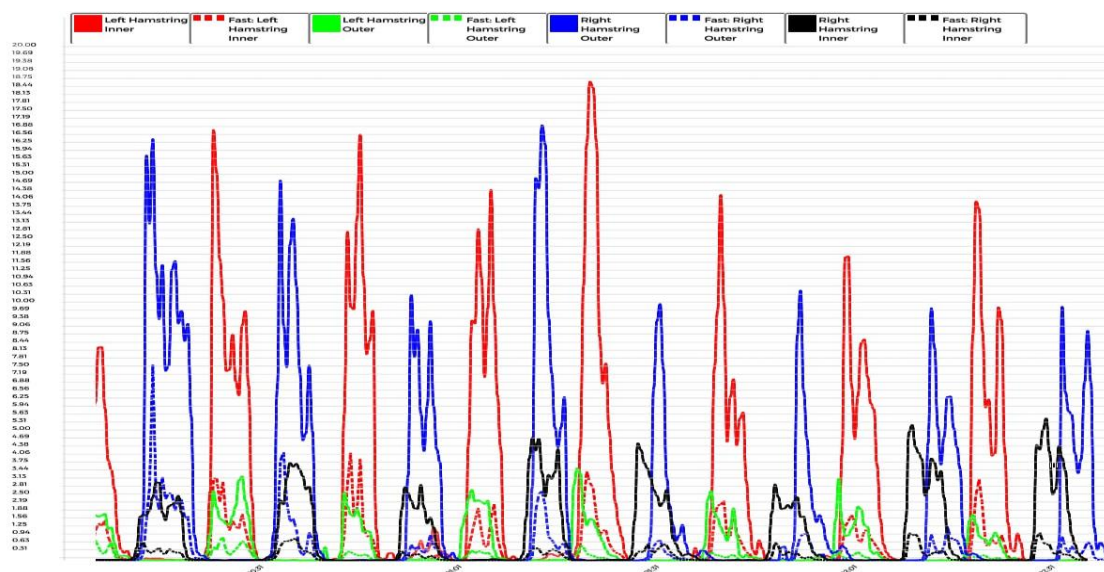


Kuvio 4. Tutkittavan 2 voiman mittaustulokset kilogrammoina mittaussarjassa

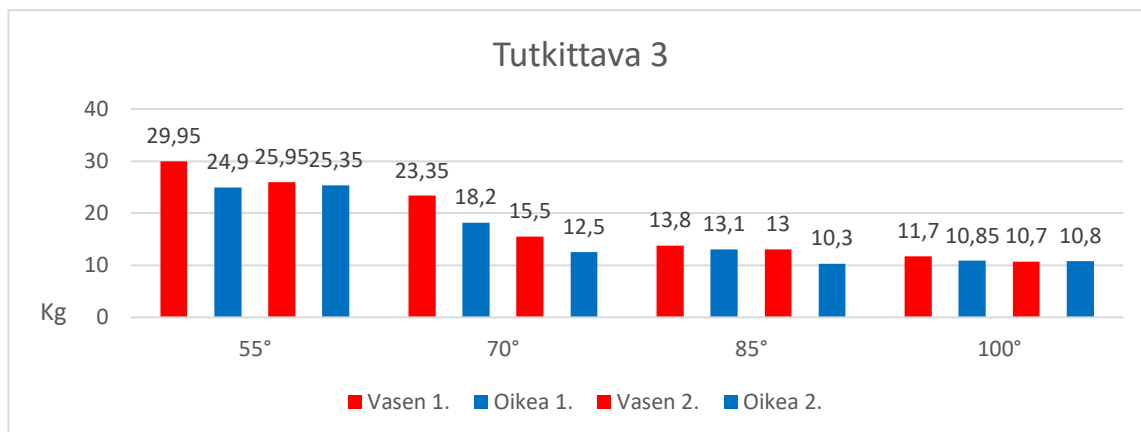


Kuvio 5. Tutkittavan 2 nivelkulma-voimantuottokurvi ja emg-aktiivisuuden huippuarvot nivelkulmittain.

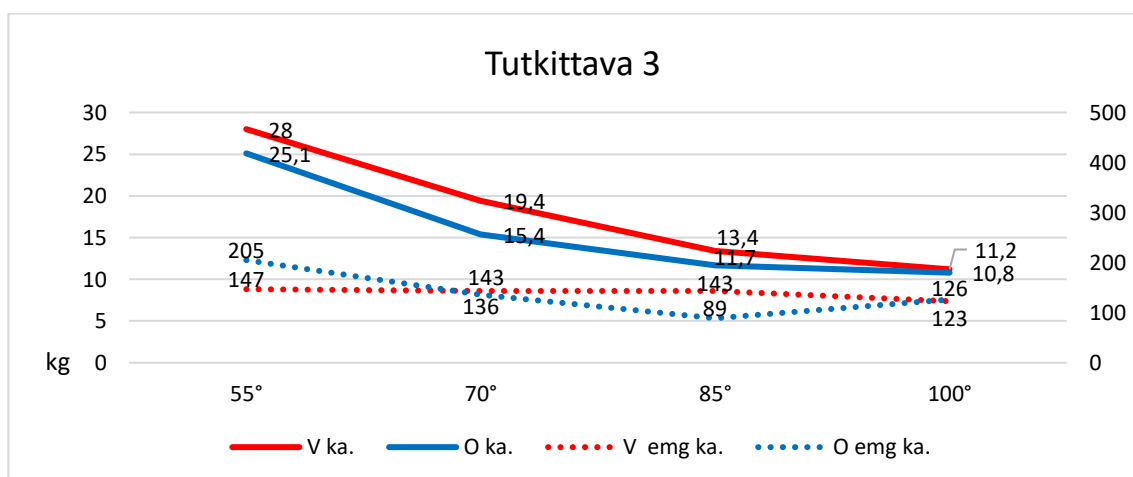
Tutkittava 3:n emg-aktivaatioissa (Kuva 4) on havaittavissa laskua suurempia fleksiokulmia kohti mennessä. Oikeassa alaraajassa biceps femoriksen aktivaatio on merkittävästi semitendinosusta suurempi, kun taas vasemman alaraajan kohdalla semitendinosuksen lukemat ovat merkittävästi suuremmat. Oikean alaraajan lihasaktivaatioissa kohti suurempia fleksiokulmia mennessä semitendinosuksen syttyminen tapahtuu biceps femorista aikaisemmin. Voiman mittaus tuloksissa havaittavissa selkeä lasku fleksiokulman lisääntyessä. (Kuviot 6 ja 7).



Kuva 4. Tutkittavan 3 emg-aktiivisuus mittausjärjestyksessä.



Kuvio 6. Tutkittavan 3 voiman mittaustulokset kilogrammoina mittausjärjestyksessä.



Kuvio 7. Tutkittavan 3 nivelkulma-voimantuottokurvi ja emg-aktiivisuuden huippuarvot nivelkulmittain.

8 Pohdinta

8.1 Tulosten analysointi ja johtopäätökset

Opinnäytetyön tarkoituksena oli selvittää Mpower pintaelektromyografia-laitteen käyttömahdollisuuksia fysioterapiassa sekä tuottaa tietoa laitteen käytöstä fy-

sioterapeuteille. Tavoitteenamme oli tutkia liikkuvuuden vaikutusta voimantuottoon ja emg-aktivaatioon hamstring-lihaksissa. Opinnäytetyö oli tarkoituksen sekä tavoitteen puolesta onnistunut.

Ennen mittauksia hypoteesina oli tietoperustaan pohjaten liikkuvuudella olevan vaikutuksia voimantuottoon ja emg-aktiivisuuteen. Sarkomeeriteoriaan pohjaten optimaalinen lihaksen voimantuotto selittyisi aktiini- ja myosiinifilamenttien asennolla, jossa pystyttäisiin muodostamaan mahdollisimman paljon poikkisiltoja. (Kauranen & Nurkka 2010). Mahdollisten liikkuvuuden rajoitteiden vaikutuksesta optimaalinen voimantuottokulma siirtyisi liikeradan keskivaiheilta kohti lyhyempää lihaksen asentoa (Luomajoki 2018). Tuloksia tarkastellessa oli kuitenkin yllättävää, ettei Luomajoen teoreettinen optimaalisen voimantuottokulman siirtyminen pitänyt yhtenkään tutkittavan kohdalla (Kuviot 3,5,7), vaikka liikkuvuuden rajoituksissa oli vaihtelua. Kaiken kaikkiaan tulokset olivat hyvin yksilöllisiä, eikä selkeää kaavamaisuutta tai säännöllisyyttä ilmennyt. Pienen otannan takia tulokset eivät kuitenkaan ole yleistettävissä.

Vaikka tutkimustulokset osoittivat, ettei hamstring-lihasten optimaalinen voimantuottokulma ole polven liikeradan keskikohdalla, ei siitä voida tehdä johtopäätöksiä sarkomeeriteorian heikkouteen. Lihasten rakenteissa on paljon yksilöllisiä eroavaisuuksia. Esimerkiksi sidekudokset, jänteiden pituus ja elastisuus voivat vaikuttaa koko lihasjännekompleksin pituuteen merkittävästi. Tällöin sarkomeerien optimaalinen asento voi siirtyä nivelen liikeradalla pois keskikohdasta. Opinnäytetyömme tulokset yhdessä Donwook & Misook (2017), Brughelli ym. (2010) ja Galanis ym. (2017) tutkimusten kanssa voivat selittää optimaalisen sarkomeerien asennon hamstring-lihaksissa toteutuvan polven liikeradan ollessa lähempänä 0-asentoa. Tällöin hamstring-lihasten voimantuotto ja toimintakyky vastaavat esimerkiksi juoksun heilahdusvaiheen loppuosan aikana vaadittuun voimakkaaseen eksentriseen lihastyöhön.

Nivelkulman vaikutusta voimantuottoon tarkastellessa, jokaisella tutkittavalla isometrisen maksimivoiman keskiarvo laski mentäessä kohti suurempia polven fleksiokulmia. Donwook & Misook (2017), Brughelli ym. (2010) ja Galanis ym. (2017)

tutkimuksissa suurimmat polven fleksion voimantuotot löydettiin myös lähempänä polven liikeradan 0-asentoa. Edellä mainituista tutkimuksista ainoastaan Galanis ym. (2017) tekemässä lonkkakulmaa oli vaihdettu. Vaikka lonkan liikkeellä on merkittävä rooli hamstring-lihasten pituuteen, ei lihaksen pituus-voimantuottokurvin huippu muuttunut merkittävästi lonkkakulman vaihtuessa 0°-45°-90°. (Galanis ym. 2017). Muissa tutkimuksissa lonkkakulma pidettiin 90° eli samana kuin hamstring-lihasten kireyttä mittaavassa PKE-testissä. 90° lonkkakulma luo ongelman luotettavaan hamstring-lihasten supistumisvoiman mittaamiseen, sillä lihas tuottaa passiivista voimaa sen tension kautta ilman varsinaista supistusta. (Bursac, Cheng, Davis & Madden 2014.) Näin ollen voidaan arvioida PKE-testissä tutkittava 3:n tuottaneen 7 kg voiman polvikulman ollessa 46° ilman aktiivista lihassupistusta, sillä kyseistä 7 kg voimaa käytettiin liikkuvuutta testatessa. Passiivisen tension osuus voimantuotossa lonkkakulman ollessa suorana on pienempi. Vaikutus korostuu lihasten ollessa lyhentyneenä tai kireänä, jolloin tensio lihaksessa kasvaa viettäessä sitä venytykseen. Esimerkiksi tutkittava 3:lla, jolla liikkuvuustestin mukaan löytyi suurin liikkuvuusrajoitus, passiivinen tensio saattoi vaikuttaa voimantuottoon alhaisemmilla polven fleksiokulmilla. Voimantuotto laski fleksiokulman kasvaessa, jolloin myös passiivinen tensio vähenee. Tutkimuksemme perusteella liikkuvuudella voi olla vaikutusta voimantuottoon eri nivelkulmilla ainakin passiivisen tension kautta. Lyhentyneet tai kireät hamstring-lihakset eivät aina tarkoita huonoa lihasten toimintakykyä, vaan päinvastoin se voi mahdollistaa suuremman voimantuoton.

Maksimaalisten toistomäärien ollessa suuri, väsymyksellä oli myös vaikutusta voimantuoton sekä emg-aktivaation laskuun. (Cifrek, Medved, Ostojčić, Sasa & Tonkovic 2009). Tutkittava 2:lla teimme kaikkien suoritusten jälkeen ylimääräisen testauskerran pienimmällä 55° fleksiokulmalla selvittääksemme väsymyksen vaikutusta mittaustuloksiin. Tuloksena saimme voimantuottoa 17,9 kg, joka on merkittävästi suurempien fleksiokulmien tuloksia parempi. Myös emg-aktiivisuudessa näkyi selkeä nousu (näkyi tutkittava 2:n kuva 3 viimeisenä emg-käyränä). Tämän perusteella voidaan todeta, ettei voimantuoton ja emg-aktiivisuuden lasku voinut johtua pelkästään väsymyksestä.

Emg-aktiivisuuden huippuarvojen muutokset vastasivat lähes poikkeuksetta voimantuoton muutoksia. Voimantuoton laskiessa systemaattisesti nivelkulman lisääntyessä myös emg-huippuarvo laski. Voimantuottoon vaikuttavina tekijöinä ovat esimerkiksi aktiivisten lihassolujen ja motoristen yksiköiden määrä (Kauranen & Nurkka 2010). Samat tekijät vaikuttavat myös emg-amplitudiin (Ali ym. 2013). Tarkastellessa eroja biceps femoriksen ja semitendinosuksen emg-aktiivisuudessa tutkittavilla 1 ja 3 (kuvat 2 ja 4) oikeassa alaraajassa biceps femoriksesta löytyi suurimmat emg-huippuarvot, kun taas vasemmassa alaraajassa semitendinosus tuotti suuremman aktivaation. Lihasten aktiivisuuden muutokset voivat kertoa lihasten välisen symmetrian lisääntymisestä, jolloin toinen lihaksista joutuu tietyillä nivelkulmilla kompensoimaan toisen lihaksen heikkoa suorituskyyä. Hamstring-lihasten symmetrisen toiminnan on myös huomattu olevan riski loukkaantumisille. (Danneels ym. 2014.)

Emg-huippuarvot vaihtelivat hyvin paljon tutkittavien välillä. Tämä voi johtua esimerkiksi tutkittavien motoristen yksiköiden lukumäärästä mitattavalla alueella. Lisäksi ihon ja sen alaisten kudosten paksuus sekä lihassolujen määrä ja koko vaikuttavat alkuperäisen signaalin laatuun. Mahdollinen crosstalk voi myös nostaa yksittäisen lihaksen emg-huippuarvoa tai vastaavasti pienentää sitä. (Ali ym. 2013)

Mpower emg-laitetta oli helppo hyödyntää tutkimuksen aikana. Podit oli helppo kiinnittää mitattavien lihasten päälle, ja ne kestivät hyvin paikallaan mukana tulleen tarran avulla. Tulokset tallentuivat sovellukseen muistiin ja halutessaan mitaustilanteesta koostetun raportin pystyi tallentamaan esimerkiksi tietokoneelle pdf-muodossa. Mpowerin käyttöä pystyy varmasti hyödyntämään fysioterapiassa myös normaaleissa asiakastilanteissa, esimerkiksi selvittämään lihasten aktivoitumista tai harjoitteiden vaikuttavuutta. Myös nopeiden lihassolujen osuutta kokonaisaktivaatiosta voi hyödyntää esimerkiksi voimaominaisuuksien kehittymisen seurannassa. Mpower-laitetta voisi myös hyödyntää etäfysioterapiassa harjoitteiden toimivuuden ja vaikuttavuuden seurannassa. Mpowerin avulla fysioterapeutti pystyy ilman ihmiskontaktia seuraamaan ja arvioimaan esimerkiksi, että aktivoituuko tai kehittykö haluttu lihas asiakkaan kotiloissa mittaamien emg-käyrien perusteella.

8.2 Luotettavuus ja eettisyys

Opinnäytetyössä keräsimme tietoa suomalaisista sekä kansainvälisistä lähteistä. Tiedonhaku internetistä tapahtui kansainvälisten tietokantojen (PubMed, CINAHL, ResearchGate & Google Scholar) kautta. Tietoa etsiessä käytimme hakusanoina muun muassa: hamstring, electromyography, mobility, strength, tension-length relationship. Tietokantojen lisäksi käytimme opinnäytetyössä kirjallisuutta, e-kirjoja ja pro gradututkielmia. Pyrimme käyttämään ainoastaan tieteellisellä näytöllä perusteltuja lähteitä.

Osallistuminen opinnäytetyön mittauksiin oli vapaaehtoista. Mittauksiin osallistuneiden henkilöiden tietoja käsiteltiin anonymisti ja huolellisesti koko opinnäytetyön ajan. Tutkittavat saivat ennen tutkimukseen osallistumista tiedotteen, joka piti sisällään tutkimuksen käytännöt ja vaiheet. Ennen tutkimuksen aloitusta he allekirjoittivat suostumuslomakkeen. Käyttämämme tutkimusmenetelmät oli pohjattu vastaamaan opinnäytetyön tarkoitusta ja tavoitetta.

Tutkimuksessa käytettyjen mittareiden käyttöä harjoiteltiin useamman kerran ennen varsinaista mittausta. Tutkittavan asento stabiloitiin remmeillä, mahdollisten kompensatoristen liikkeiden ehkäisemiseksi. Elektronisella goniometrillä mitattu liikkuvuus toteutettiin jokaisella kerralla molempien tutkijoiden toimesta eriävien arviointinäkemysten ehkäisemiseksi. Pintaelektrodien paikat mitattavissa lihaksissa oli perusteltu lähtein (Seniam) ja kiinnityskohdat mitattiin tarkasti mittanauhalla aina ennen kiinnitystä. Pintaelektrodit pysyivät kiinni iholla koko mittaustilanteen ajan. Mahdollisuus mittauskohdan muutokseen oli kuitenkin olemassa lihaksen liikkuesssa ihon alla lihassupistuksen aikana. Tähän vaikutusmahdollisuudet olivat kuitenkin vähäiset. Tutkittavien vaihtuessa pyrimme pitämään mittausolosuhteet samanlaisina.

Liikkuvuutta testatessa emme voineet olla varmoja onko liikkuvuusrajoitus peräisin tutkittavasta lihaksesta, toisesta lonkka- tai polvi nivelen ylittävästä lihaksesta, hermoperäisestä kireydestä vai muista nivelen rakenteista esimerkiksi nivelkapselista. Tulosten luotettavuuteen voimantuoton ja emg-aktiivisuuden osalta saattoi vaikuttaa myös muut polven koukistukseen osallistuvat lihakset. Mikäli podeja

olisi ollut enemmän, olisi esimerkiksi pohkeen lihasten osuutta emg-aktiivisuudesta ja voimantuotosta voitu selvittää ylimääräisellä podilla.

Opinnäytetyöprosessin aikana noudatimme Tutkimuseettisen neuvottelukunnan (TENK) ohjeistusta hyvästä tutkimuskäytännöstä ja eettisyydestä. Kiinnitimme huomiota etenkin rehellisyyteen, yleiseen huolellisuuteen ja tarkkuuteen tutkimustyön aikana, tuloksia tallentaessa ja niitä esittäessä. Opinnäytetyön aikana otimme muiden tutkijoiden työn ja saavutukset huomioon asiaan kuuluvalla tavalla.

8.3 Jatkotutkimus- ja kehittämisideat

Liikkuvuuden vaikutus voimaan on aiheena vähän tutkittu. Tutkimuksemme tulokset ovat pienen otannan vuoksi huonosti yleistettävissä. Suuremmalla otannalla tai tutkittavien rajaamisella esimerkiksi tietyn lajin urheilijoihin tai hamstring-ongelmasta kärsiviin voisi vaikuttaa tutkimuksen ja tulosten luotettavuuteen ja monipuolisuuteen. Tämän opinnäytetyön keskittyessä enemmän passiiviseen insuffisienssiin ja lyhentyneisiin lihaksiin, voisi olla kiinnostavaa tietää miten yliliikkuvuus ja aktiivinen insuffisienssi näkyvät voimantuottoa ja emg-aktiivisuutta tarkastellessa.

Sarkomeeriteorian optimaalinen nivelkulma ei välttämättä ole suoraan yleistettävissä kaikkien lihasten voimantuottoon, muuttuvien vipuvarsien, eri faskiaalisten pituuksien ja passiivisen tension vuoksi. Mielenkiintoista olisi tietää lisää esimerkiksi passiivisesta tensiosta ja sen merkityksestä sekä selvittää keinoja sen osuuden erotteluun aktiivisesta lihastyöstä.

Hamstring-revähdyksen osuus on urheilijoiden loukkaantumismäärissä merkittävä. Erilaisten harjoittelumuotojen vaikutuksen selvittäminen hamstring-vammoista kuntoutumiseen tai niiden ennaltaehkäisyyn olisi hyödyllistä. Tämän yhteydessä voisi myös tutkia, ennen ja jälkeen mittaamalla, harjoittelun vaikutuksia

voimantuottoon tai emg-aktiivisuuteen ja niiden määrään eri nivelkulmilla. Tällaisten tutkimusten kautta pystyttäisiin mahdollisesti lisäämään tietoisuutta hamstring-loukkaantumisista ja vaikuttamaan niiden määrään tulevaisuudessa.

8.4 Opinnäytetyöprosessi ja ammatillinen kasvu

Opinnäytetyöprosessi alkoi keväällä 2019 aiheen valinnalla. Loppukevästä SENDoc- hankkeelta saapui idea hyödyntää opinnäytetyössä hankkeen langattomaa emg-laitetta. Heidän ehdotuksiansa ja omien mielenkiinnonkohteidemme perusteella opinnäytetyömme aiheeksi valikoitui tutkia liikkuvuuden vaikutusta voimantuottoon ja emg-aktiivisuuteen. Saimme myös kyseisen hankkeen toimeksiantajaksemme. Tutkittavaksi kohdealueeksi valittiin hamstring-lihakset niiden suuren vammojen esiintyvyyden takia. Tutkimus toteutettaisiin case- eli tapaus-tutkimuksena, jolloin tutkittavien tyypillinen määrä on 1–10. Mittaukset suoritettaisiin Karelia-ammattikorkeakoulun opiskelutiloissa hyödyntäen langattoman emg-laitteen lisäksi koululta löytyvää laitteistoa voiman ja liikkuvuuden mittaamisessa. Aloitimme opinnäytetyöprosessin tutustumalla langattomaan Mpower emg-laitteeseen, jonka markkinoijana toimi Fibrux Oy. Opinnäytetyön tavoite Mpowerin osalta oli selvittää langattoman emg-laitteen käyttömahdollisuuksia fysioterapiassa. Opinnäytetyön suunnitteluvaihe sisälsi tietoperustan kirjoittamista ja aiheen tarkempaa rajaamista. Tiedonhaku tapahtui hyödyntäen kirjallisuutta ja eri tietokantojen tutkimuksia. Toteutusvaihe käynnistyi keväällä 2020, jolloin suoritimme mittaukset. Tätä seurasi tulosten analysointi ja opinnäytetyöraportin koostaminen.

Opinnäytetyö oli hyvin monipuolinen kokonaisuus, jossa pääsimme hyödyntämään aiempaa osaamistamme ja haastamaan itseämme uusilla teoreettisilla sekä käytännön näkökulmilla. Opinnäytetyöprosessin aikana työskentelimme tiiviisti yhteistyössä, joka helpotti ajatustenvaihtoa ja molempien mielipiteiden huomioimista. Aiheen ajankohtaisuus, mielenkiintoisuus ja yhteinen suunnitelma työn lopputuloksesta edesauttoivat motivaation säilymistä työskentelyn aikana.

Tutkimukselliseen opinnäytetyöhön kuului suunnittelu, toteutusvaihe ja tuotoksen raportointi. Suunnitteluvaihe piti sisällään aiheeseen syvemmän perehtymisen, tietoperustan kokoamisen ja menetelmien valinnan. Tietoperusta koottiin pääsääntöisesti alaan liittyvästä kirjallisuudesta ja eri tutkimuksellisista tietokannoista. Teoria-aineiston kokoamiseen tarvittiin kriittisyyttä lähteiden ja tutkimusten valinnassa sekä olennaisen tiedon rajaamista. Perehdyimme syvemmin etenkin hermoston ja lihasten rakenteeseen ja toimintaan, hamstring-lihaksiin, lihasvoimaan, liikkuvuuteen, elektromyografiaan sekä niiden mittaamiseen. Tutkimusmenetelmänä tapaustudkimus piti sisällään sekä laadullisen että määrällisen tutkimuksen piirteitä, joten molemmat tulivat tutuiksi. Toteutusvaiheen mittausten suorittaminen vaatii tarkkuutta ja jouduimme huomioimaan paljon erilaisia muutujia varmistaaksemme mahdollisimman luotettavat tulokset. Saatujen tulosten analysoinnissa ja pohdinnassa vaadittiin myös kriittisyyttä ja omat johtopäätökset tuli perustella tarkasti. Tieteellinen kirjoittaminen ja tekstin tarkastelu kehittyi opinnäytetyöprosessin edetessä.

Oman haasteensa opinnäyteprosessiin loi vallitseva koronatilanne, joka muun muassa hankaloitti tutkittavien hankkimista ja piti tutkittavien määrän pienenä. Kirjastojen sulkeutuminen kohdisti lähdemateriaalin etsinnän lähinnä e-lähteisiin ja tutkimuksiin. Tämä opetti toimimaan poikkeusoloissa parhaiden mahdollisten toimintatapojen mukaan sekä suunnittelemaan vaihtoehtoisia ratkaisuja. Kaiken kaikkiaan opinnäytetyö oli todella antoisa ja ammatillisesti kasvattava prosessi.

Lähteet

- Ahonen, J., Sandström, M. 2016. Liikkuva ihminen – aivot, liikuntafysiologia ja sovellettu biomekaniikka. Lahti: VK-kustannut Oy
- Ali, M., Bakar, A., Chang, T., Chellappan, K., Chowdhury, R. & Reaz, M. 2013. Surface electromyography signal processing and classification techniques. *Sensors*. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3821366/>. 8.5.2020
- Alentorn-Geli E., Brughelli, M. & Mendiguchia, J. 2012. Hamstring strain injuries: are we heading in the right direction? *British Journal of Sports Medicine*. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21677318> 5.5.2020
- Arstila, A., Björkqvist, S. & Hänninen & Nienstedt, W. O. 2009. Ihminen fysiologia ja anatomia. Helsinki: WSOY.
- Bjälle, J., Hang, E., Sand, O. & Sjaastad, O. 2016. Ihminen. Fysiologia ja anatomia. Helsinki: Sanoma Pro Oy.
- Birinder, S., Cashman, A. & Marshall, P. 2011. A randomized controlled trial for the effect of passive stretching on measures of hamstring extensibility, passive stiffness, strength, and stretch tolerance. Sydney: University of Western Sydney. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21636321> 8.5.2020
- Borg, M., Laxåback, G. & Sandström, L. 2015. Simultaneous EMG measurements with Mpower (Fibrux) and Telemyo G2 (Noraxon): Comparing amplitude. Jyväskylän Yliopisto. Kokkola. <http://www.mpower-bestrong.com/img/science/Chydenius.pdf>. 20.1.2020
- Bosch, F. & Van Hooren, B. 2018. Preventing hamstring injuries - Part 2: There is possibly an isometric action of the hamstrings in high-speed running and it does matter. *Sport Performance & Science Reports*. https://www.researchgate.net/publication/324835159_Preventing_hamstring_injuries_-_Part_2_There_is_possibly_an_isometric_action_of_the_hamstrings_in_high-speed_running_and_it_does_matter. 7.5.2020
- Brughelli, M., Cronin, J. ja Nosaka, K. 2010. Edith Cowan University. <https://ro.ecu.edu.au/cgi/viewcontent.cgi?referer=https://www.google.com/&httpsredir=1&article=1511&context=ecuworks>. 5.5.2020
- Bursac, N., Cheng, S., Davis, B. & Madden, L. 2014. Physiology and Metabolism of Tissue Engineered Skeletal Muscle. *Experimental biology and Medicine*. https://www.researchgate.net/publication/262979120_Physiology_and_Metabolism_of_Tissue_Engineered_Skeletal_Muscle 3.5.2020
- Chumanov, E., Heiderscheit B., Sherry M. & Thelen D. 2006. Neuromusculoskeletal Models Provide Insights into the Mechanisms and Rehabilitation of Hamstring Strains. University of Wisconsin-Madison <http://e.guigon.free.fr/rsc/article/ThelenEtAl06.pdf> 6.5.2020
- Chung, A. Hip anatomy, function and common problems. 2019. <https://www.healthpages.org/anatomy-function/hip-structure-function-common-problems/>. 15.2.2020.

- Cifrek, M., Medved, V., Tonkovic, S. & Ostojčić, S. 2009. Surface EMG Based Muscle Fatigue Evaluation in Biomechanics. NCBI. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19285766>. 8.5.2020
- Daivis, D., Quinn, R., Whiteman, C., William, J. & Young, C. 2008. Concurrent Validity of Four Clinical Tests Used to Measure Hamstring Flexibility. NCBI. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18550977>. 24.4.2020
- Danneels, L., Schuermans J., Van Tiggelen D., & Witvrouw E. 2014. Biceps femoris and semitendinosus--teammates or competitors? New insights into hamstring injury mechanisms in male football players: a muscle functional MRI study. *British Journal of Sports Medicine*. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4267196/>. 5.5.20
- Donwook, H. & Misook, H. 2017. The relationship between knee joint angle and knee flexor and extensor muscle strength. *Journal of physical therapy science*. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5430269/>. 7.5.2020
- Ekstrand, J., Hägglund, M., & Waldén, M., 2009. *British Journal of Sports Medicine*. https://www.researchgate.net/publication/26317624_Injury_incidence_and_injury_patterns_in_professional_football_The_Uefa_injury_study. 6.5.2020
- Escolar, D & Hoffman, E. 2006. Translating Mighty Mice into Neuromuscular Therapeutics. NCBI. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1606609/>. 23.3.2020.
- Fourchet, F., Guex, K., Loepelt, H. & Millet, G. 2011. Passive Knee-Extension Test to Measure Hamstring Tightness: Influence of Gravity Correction. *Journal of sport rehabilitation*. https://www.researchgate.net/publication/51814703_Passive_Knee-Extension_Test_to_Measure_Hamstring_Tightness_Influence_of_Gravity_Correction. 20. 5.4.2020
- Fukubayashi, T., Higashihara, A., Nagano, Y. & Ono, T. 2017. Differences in hamstring activation characteristics between the acceleration and maximum-speed phases of sprinting. *Journal of Sports Sciences*. https://www.researchgate.net/publication/319498122_Differences_in_hamstring_activation_characteristics_between_the_acceleration_and_maximum-speed_phases_of_sprinting 4.5.2020
- Galanis, N., Hatzis, A. Kellis, E., & Kofotolis, N. 2017. Effects of hip flexion angle on surface electromyographic activity of the biceps femoris and semitendinosus during isokinetic knee flexion. *Muscle, ligaments and tendons journal*. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5725178/> 5.5.2020
- Gilroy, A., MacPherson, B. & Ross, L. 2009. *Atlas of Anatomy*. New York: Thieme Medical Publishers, Inc.
- Joutjärvi, T. 2014. Monikanavaelektrodilla mitattu alueellinen lihasaktiivisuus eri nivelkulmilla isometrisessä tahdonalaisessa sähköstimulaatiolla aiheutetussa lihastyössä. Pro gradu -tutkielma. Jyväskylän yliopisto. Jyväskylä. <https://jyx.jyu.fi/dspace/bitstream/handle/123456789/43106/URN%3aNBN%3afi%3ajyu201403251398.pdf?sequence=1>. 20.1.2020.
- Kauranen, K. 2014. *Lihask rakenne, toiminta ja voimaharjoittelu*. Tampere: Tammerprint Oy.
- Kauranen, K. & Nurkka, N. 2010. *Biomekaniikkaa liikunnan ja terveydenhuollon ammattilaisille*. Tampere: Tammerprint Oy.

- Latash, M. 2008. Basis of neurophysiology. Champaign: Human Kinetics.
- Leppäluoto, J., Rintamäki, H., Vakkuri, O., Vierimaa, H. & Lauri, T. 2019. Anatomia ja fysiologia – Rakenteesta toimintaan. Helsinki: Sanoma Pro Oy
- Luomajoki, H., 2018. Liikkeen ja liikekontrollin häiriöt - Testit ja harjoitteet selän, niskan, olkapään sekä alaraajan toiminnallisiin ongelmiin. Lahti: VK-kustannus Oy.
- Magee, D. J. 2014. Orthopedic Physical Assessment, 6th Edition. St. Louis: Elsevier Inc.
- Mansfield, P. J. & Neumann D. A. 2014. Essentials of Kinesiology for the Physical Therapist Assistant. St. Louis: Elsevier Inc.
- Mpower. 2016. Lihasaktivaatiomittarin käyttöohje. http://mpower-bestrong.com/manual/MPOWER_kayttoohje.pdf. 11.12.2019.
- Norkin, C. C. & White J. D. 2009. Measurement of joint motion: A Guide to Goniometry, 4th edition. Philadelphia: F. A. Davis company.
- Opar, D., Shield, A. & Williams M. 2012. Hamstring Strain Injuries Factors that Lead to Injury and Re-Injury. Sports medicine. https://www.researchgate.net/publication/221742605_Hamstring_Strain_Injuries_Factors_that_Lead_to_Injury_and_Re-Injury. 7.5.2020
- Pieter Clarys, J., Reilly, T., Scafoglieri, A., Tresignie, J., & Van Roy, P. 2010. Critical appraisal and hazards of surface electromyography data acquisition in sport and exercise. Asian journal of sports medicine. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3289173/> 7.5.2020
- The SENIAM project. Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscle. SENIAM. <http://seniam.org/>. 29.3.2020
- Tutkimuseettinen neuvottelukunta. 2012. Hyvä tieteellinen käytäntö ja sen loukausepäilyjen käsitteleminen Suomessa. https://www.tenk.fi/sites/tenk.fi/files/HTK_ohje_2012.pdf 2.5.2020
- Tutkimuseettinen neuvottelukunta. 2019. Ihmiseen kohdistuvan tutkimuksen eettiset periaatteet ja ihmistieteiden eettinen ennakkoarviointi Suomessa. https://www.tenk.fi/sites/tenk.fi/files/Ihmistieteiden_eettisen_ennakkoarvioinnin_ohje_2019.pdf. 7.5.2020
- Ylinen, J. 2016. Venytystekniikat Lihas-jännestesysteemi. Muurame: Medirehabook kustannus oy

**SUOSTUMUS HAMSTRING-LIHASTEN VOIMAN JA MPOWER PINTA-ELEKTRODIMITTAUS TUTKIMUKSEEN
KARELIA AMMATTIKORKEAKOULUSSA / SENDOC - HANKE**

Minua on pyydetty osallistumaan yllä mainittuun tieteelliseen tutkimukseen, jonka tarkoituksena on selvittää liikkuvuuden vaikutusta hamstring-lihasten voimaan ja EMG-aktiivisuuteen. Olen lukenut ja ymmärtänyt saamani kirjallisen tutkimustiedotteen.

Tiedotteesta olen saanut riittävän selvityksen tutkimuksesta, sen tarkoituksesta sekä sen yhteydessä suoritettavasta tietojen keräämisestä, käsittelystä ja luovuttamisesta. Tiedotteen sisältö on kerrottu minulle myös suullisesti, minulla on ollut mahdollisuus esittää kysymyksiä ja olen saanut riittävän vastauksen kaikkiin tutkimusta koskeviin kysymyksiini.

Minulla on ollut riittävästi aikaa harkita osallistumistani tutkimukseen. Ymmärrän, että osallistumiseni on vapaaehtoista. Olen selvillä siitä, että voin peruuttaa tämän suostumukseni koska tahansa syytä ilmoittamatta eikä peruutukseni vaikuta kohteluuni millään tavalla.

Tiedän, että henkilöllisyyteni ei tule selville tutkimuksessa ja tutkimuksen kaikkia tietoja käsitellään luottamuksellisesti ja anonymisti. Hyväksyn, että tallennetut tulostiedot ovat kaikkien hankkeeseen osallistuvien organisaatioiden (Karelia-ammattikorkeakoulu, Ulster University, University College Cork sekä Västra-Österbottens landstinget) tutkijoiden yhteiskäytössä.

Allekirjoituksellani vahvistan osallistumiseni tähän tutkimukseen ja suostun vapaaehtoisesti tutkimushenkilöksi.

Tutkittavan nimi Tutkittavan syntymäaika

Päivämäärä Allekirjoitus

Suostumus vastaanotettu

Päivämäärä Allekirjoitus (Suostumuksen vastaanottaja)

TIEDOTE TUTKIMUKSESTA 28.4.2020

Opinnäytetyön nimi

Sendoc – Smart Sensor Devices for Rehabilitation and Connected Health

Passiivisen insuffisienssin vaikutus hamstring-lihasten voimantuottoon ja lihasaktivaatioon - tapaustutkimus

Pyyntö osallistua opinnäytetyön mittauksiin

Teitä pyydetään mukaan tutkimukseen, jossa tutkitaan passiivisen insuffisienssin vaikutusta voimantuottoon ja Emg-aktiivisuuteen. Olemme arvioineet, että sovellutte tutkimukseen. Tämä tiedote kuvaa tutkimusta ja Teidän osuuttanne siinä. Perehdyttyänne tähän tiedotteeseen Teille järjestetään mahdollisuus esittää kysymyksiä tutkimuksesta, jonka jälkeen Teiltä pyydetään suostumus tutkimukseen osallistumisesta.

Toimeksiantajana tässä tutkimuksessa toimii SENDoc –hanke. Tutkimuksesta vastaa Karelia Ammattikorkeakoulun fysioterapeuttiopiskelijat, Juuso Asikainen ja Ville Vilokkinen.

Vapaaehtoisuus

Tähän tutkimukseen osallistuminen on vapaaehtoista. Voitte kieltäytyä osallistumasta tutkimukseen, keskeyttää osallistumisenne tai peruuttaa suostumuksenne milloin tahansa tutkimuksen aikana. Ottaa tuolloin yhteys tutkijaan.

Opinnäytetyön tarkoitus

Opinnäytetyön tarkoituksena on selvittää pinta-elektromyografian käyttömahdollisuuksia fysioterapiassa sekä selvittää passiivisen insuffisienssin vaikutusta voimaan ja EMG-aktiivisuuteen. Tutkimukseen osallistuu kaksi nuorta miestä, joiden on arvioitu soveltuvan kohderyhmään. Lisäksi mahdollisuutta tutkimukseen osallistumisesta arvioidaan mittauspäivinä.

Opinnäytetyön mittauksiin valmistautuminen

Testitulosten luotettavuuden takaamiseksi, tutkittavien tulee välttää voimakasta räsytystä tutkimusta edeltävänä päivänä.

Opinnäytetyön mittausten kulku

Tässä opinnäytetyössä tutkitaan käsidynamometrin avulla hamstringlihasen isometristä voimaa eri nivelkulmilla. Lisäksi tutkittavilta mitataan passiivista insuffisienssia hamstring-lihasen liikkuvuustestillä sekä mitataan emg-aktiivisuutta Mpower-laitteella. Lihasaktivaatiodataa on mahdollista tarkastella

Tutkimuksen alussa turvallisuuden takaamiseksi suoritetaan alkulämmittely, joka sisältää alaraajoihin kohdistuvia harjoitteita. Alkulämmittely pidetään kevyenä, jotta se ei vaikuta varsinaisen testin tuloksiin negatiivisesti. Alkulämmittelyn jälkeen tutkittavalta mitataan takareisien liikkuvuutta passive knee extension-testillä. Tämän jälkeen tutkittavien iho puhdistetaan biceps femoriksen ja semiten-dinosuksen lihasrunkojen päältä ja iholle asetetaan pintaelektrodipodit tarrakiinnityksellä. Hamstring-lihasen maksimaalisen voimantuoton mittausta tapahtuu vatsamakuulla isometrisesti jännittämällä polvea koukistukseen. Lonkan kulma mittauksen aikana vakioidaan 0 asteeseen ja muu vartalo stabiloidaan alustaan (plinttiin) remmeillä. Voiman mittausta toteutetaan neljällä eri nivelkulmalla (55, 70, 85, 100 astetta), jolloin yhdelle nivelkulmalle suoritetaan kaksi mittausta. Yhden maksimaalisen lihasjännityksen pituus on 5 sekuntia, jolloin lihas ehtii saavuttamaan maksimaalisen voimatason. EMG-mittaus tapahtuu voimamittauksen yhteydessä MPowerin langattomilla pintaelektrodeilla eli podeilla. Podit lähettävät datan (aktivaatiotehon ja –volyymin sekä väsymisindeksin) mobiilisovellukseen ja samalla ne myös tallentuvat myöhempää tarkastelua ja analysointia varten. Varsinaisen mittaustilanteen jälkeen tutkittava on vapaa poistumaan. Tutkimuksen arvioitu kesto on 1 tunti.

Opinnäytetyön mahdolliset hyödyt mahdolliset hyödyt

Tähän opinnäytetyöhön osallistumisesta ei mahdollisesti ole teille hyötyä. Se saattaa kuitenkin auttaa selvittämään teidän tämänhetkisen liikkuvuutenne, lihasvoimanne ja emg-aktiivisuutenne polven koukistajalihaksissa. Tutkimustuloksista on mahdollista saada yhteenveto opinnäytetyön valmistuttua Theseuksesta (Suomen ammattikorkeakoulujen opinnäytetöitä ja julkaisuja tallentava kokotietokanta).

Tutkimuksesta mahdollisesti aiheutuvat haitat ja epämukavuudet

Mahdollisesti epämukavuutta voi aiheuttaa pintaelektrodilaitteen poistaminen, sekä testitilanteesta aiheutunut kuormitus polven koukistajalihaksissa.

Henkilötietojen käsittely tutkimuksessa

Henkilötietojanne käsitellään opinnäytetyössä. Henkilötietojen käsittelyn perusteena on yleinen etu. Tietoja, joista tutkittavan henkilöllisyys tulee esille, ei julkaista. Teistä kerättyä tietoa ja tutkimustuloksia käsitellään luottamuksellisesti lainsäädännön edellyttämällä tavalla. Kaikki säilytetyt henkilötiedot poistetaan opinnäytetyöprosessin jälkeen. Rekisterinpitäjänä tutkimuksessa on Karelia Ammattikorkeakoulu Oy. Kuvaus tutkimuksessa tapahtuvasta henkilötietojen käsittelystä on tiedotteen sivuilla 3.

Opinnäytetyön kustannukset ja rahoitus

Tutkimukseen osallistumisesta ei makseta palkkiota. Toteutettavat tutkimusmittaukset ovat teille ilmaisia.

Tutkittavien vakuutusturva

Suoritettavien mittausten osalta kuuluu Karelia AMK:n laite- ja potilasvastuuvakuutukseen.

Tutkimustuloksista tiedottaminen

Osallistujat saavat tietoa tutkimuksesta Theseuksesta opinnäytetyön valmistuttua.

Tutkimuksen päättyminen

Tutkimus voidaan keskeyttää myös tutkimuksen suorittajan taholta, esimerkiksi sairastapausten vuoksi.

Lisätiedot

Jos teillä on tutkimukseen liittyviä kysymyksiä, esittäkää ne tutkijalle/tutkimuksesta vastaavalle henkilölle.

Tutkijoiden yhteystiedot

Henkilötiedot poistettu

Kuvaus opinnäytetyössä tapahtuvasta henkilötietojen käsittelystä

Tutkijat eivät saa tietoonsa osallistujien suoria henkilötietoja (esim. henkilötunnus, osoitetiedot). Opinnäytetyössä kerätään seuraavia tietoja: ikä ja lääketieteelliset diagnoosit. Mittaustulokset analysoidaan anonymisti ryhmätasolla.

Mittauksissa kerätään tietoja seuraavista lähteistä: Mpower mobiili-sovellus, käsivoimadynamometri. Tietojenne säilytysaika sääntelee lainsäädäntö sekä hyvä kliininen tutkimustapa.

